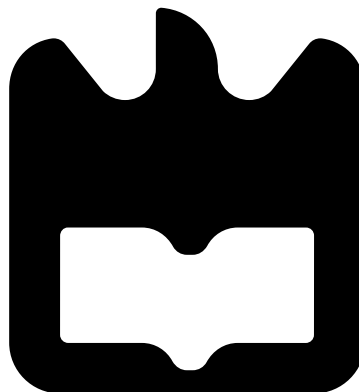




**Vitor Manuel
Duarte da Cruz**

Antena UWB para Imagem Médica
UWB Antenna for Medical Image





**Vitor Manuel
Duarte da Cruz**

Antena UWB para Imagem Médica
UWB Antenna for Medical Image

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Electrónica e Telecomunicações, realizada sob a orientação científica do Doutor João Nuno Pimentel da Silva Matos, Professor do Departamento de Eletrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro, e do Doutor Pedro Renato Tavares de Pinho, Professor do Departamento de Engenharia Electrónica Telecomunicações e Computadores do Instituto Superior de Engenharia de Lisboa.

o júri / the jury

presidente / president

Prof. Doutor Atílio Manuel da Silva Gameiro

Professor associado da Universidade de Aveiro

vogais / examiners committee

Doutor Ricardo Miguel Romão Gonçalves

Investigador Científico, Evoleo Technologies

Prof. Doutor João Nuno Pimentel da Silva Matos

Professor associado da Universidade de Aveiro (orientador)

agradecimentos / acknowledgements

Um agradecimento especial aos meus pais pela educação, dedicação e todo o esforço que fizeram para que tudo isto fosse possível, ao meu irmão e aos meus avós.

Agradeço aos meus orientadores, professor João Nuno Matos e professor Pedro Pinho, pela ajuda e disponibilidade prestada ao longo desta dissertação. Ao Instituto de Telecomunicações e seus colaboradores pelo apoio prestado sempre que foi necessário.

Aos meus colegas pelos bons momentos proporcionados ao longo destes anos.

Palavras Chave

MWI, Antena UWB, Detecção cancro da mama

Resumo

Dada a importância da imagem médica obtida através de várias tecnologias na prática clínica, tanto na fase de diagnóstico como no acompanhamento da evolução de doenças é evidente a necessidade contínua de evoluir e procurar aperfeiçoar cada vez mais os equipamentos e métodos existentes. A tecnologia de imagem médica por micro-ondas surgiu recentemente como uma tecnologia com enorme potencial de se vir a tornar bastante importante para aplicações biomédicas.

Esta dissertação procura contribuir para o desenvolvimento tecnológico desta nova técnica, mais precisamente no desenvolvimento de antenas de banda larga, que operem na gama das micro-ondas, e que possam ser utilizadas para a deteção de eventuais tumores, em particular, o cancro da mama.

Foram dimensionadas, simuladas, construídas e medidas antenas com características que possam ser úteis no desenvolvimento nesta área tecnológica. No final são expostas as experiências realizadas e os resultados obtidos, retirando-se conclusões e apresentando possível trabalho futuro.

Keywords

MWI, UWB Antenna, Breast cancer detection

Abstract

Medical imaging obtained by different technologies are an essential tool in clinical practice, both to provide an accurate initial diagnosis and to monitor the evolution of diseases. It is fundamental to keep the development in this area, to improve the existing equipment and methods.

Microwave imaging technique has recently emerged as complementary method for breast imaging with enormous potential to become quite important for biomedical applications.

This thesis contributes to the technological development of this new technique, with the development of broadband antennas that operate in the range of the microwaves, which can be used for the detection of possible tumors, in particular, breast cancer.

During this project it was simulated, constructed and measured different antennas with potential characteristics to use in the development of this area of studies. Finally, the experimental results are presented, followed by the conclusions and future work.

Conteúdo

Conteúdo	i
Lista de Figuras	iii
Lista de Tabelas	v
Lista de Acrónimos	vii
1 Introdução	1
1.1 Enquadramento	2
1.2 Motivação e Objetivos	3
1.3 Estrutura do documento	3
2 Estado da Arte sobre Antenas UWB para Imagem Médica	5
2.1 Técnicas Utilizadas	5
2.1.1 Raio-X (Mamografia)	5
2.1.2 Ultrassons	6
2.1.3 MRI	7
2.1.4 MWI	7
2.2 MWI baseada em radar para Aplicações Biomédicas	9
2.3 Protótipos baseados em MWI utilizados em experiências clínicas reais	14
2.4 Líquido de acoplamento	16
3 Projeto de Antenas para Imagem Médica	19
3.1 Introdução	19
3.2 Antena Vivaldi co-planar	20
3.2.1 Antenas Referência	21
3.2.2 Dimensionamento antenas Vivaldi co-planar	22
3.3 Monopolo com alimentação CPW	29
3.3.1 Antena Referência	30
3.3.2 Dimensionamento Monopolo com alimentação CPW	30

3.4	Simulação de tecidos biológicos	34
4	<i>Phantom</i> e Resultados Obtidos	39
4.1	Phantom e componentes associados	39
4.2	Montagens e resultados obtidos	40
4.2.1	Resultados obtidos no domínio da frequência	42
4.2.2	Resultados obtidos no domínio do tempo	47
5	Conclusões e Trabalho Futuro	51
5.1	Conclusões	51
5.2	Trabalho futuro	53
A	<i>Design</i> e Impressão Suporte 3D	55
	Referências	57

Lista de Figuras

1.1	Taxas de incidência do cancro da mama em todo o mundo (taxa por 100.000 mulheres) [3]	2
2.1	Representação de seios sucessivamente mais densos [6]	6
2.2	Exemplo de uma imagem obtida utilizando a técnica de ultrassons [8]	6
2.3	Exemplo de uma imagem obtida utilizando a técnica MRI [10]	7
2.4	Esquema experimental típico de um sistema para MWT [15]	8
2.5	Exemplo de uma montagem prática de um sistema para MWT [16]	9
2.6	Modelo computacional 2D-FDTD apresentado em [17]	10
2.7	Geometria típica de uma antena SBH. a) Plano superior. b) Vista de lado. [19]	11
2.8	Geometria da antena proposta em [20]	11
2.9	Design obtido da antena desenvolvida em [21]	12
2.10	Montagem obtida para a realização da experiência [21]	13
2.11	Modelo desenvolvido em [22]	13
2.12	Sistema TSAR testado em casos reais [23]	14
2.13	<i>Setup</i> experimental utilizado no sistema apresentado em [24]	15
3.1	Antena como dispositivo de transição entre a linha de transmissão e o espaço livre	20
3.2	Estrutura básica de uma antena Vivaldi co-planar e o seu correspondente diagrama de radiação [28]	20
3.3	a) Geometria da antena visto do plano superior b) plano inferior	22
3.4	Módulo do coeficiente de reflexão ($ S_{11} $) obtido por simulação	23
3.5	Sobreposição dos diagramas obtidos na forma polar às frequências 4GHz, 7GHz e 10GHz	24
3.6	Diagrama de radiação 3D obtido à frequência de 7GHz	24
3.7	Resultado da antena impressa em PCB	24
3.8	Comparação do módulo do coeficiente de reflexão obtido por simulação e o medido	25
3.9	a) Geometria da antena visto do plano superior b) plano inferior	25
3.10	Módulo do coeficiente de reflexão obtido por simulação	26
3.11	Sobreposição dos diagramas obtidos na forma polar às frequências 4GHz, 7GHz e 10GHz	27
3.12	Diagrama de radiação 3D obtido à frequência de 7GHz	27

3.13	Resultado da antena impressa em PCB	27
3.14	Comparação do módulo do coeficiente de reflexão obtido por simulação e o medido	28
3.15	Comparação da evolução do ganho ao longo da frequência entre as duas antenas projectadas	28
3.16	Estrutura com alimentação CPW [31]	29
3.17	Estrutura do monopolo	30
3.18	Módulo do coeficiente de reflexão obtido por simulação	31
3.19	Sobreposição dos diagramas obtidos na forma polar às frequências 3GHz, 7GHz e 10GHz	32
3.20	Diagrama de radiação 3D obtido à frequência de 3GHz	32
3.21	Evolução do ganho ao longo das frequências	32
3.22	Resultado da antena impressa em PCB	33
3.23	Comparação do módulo do coeficiente de reflexão obtido por simulação e o medido	33
3.24	Anatomia geral de um seio [33]	34
3.25	Variação das propriedades dieléctricas com a frequência dos tecidos biológicos simulados .	35
3.26	Modelo das três camadas de tecidos biológicos desenvolvidos no simulador CST	36
3.27	Módulo dos coeficientes de reflexão obtidos utilizando as antenas desenvolvidas próximas dos tecidos biológicos simulados	37
4.2	<i>Setup</i> da experiência realizada	40
4.3	Comparação entre os módulos do coeficiente de reflexão medidos para cada uma das antenas	42
4.4	Parâmetros S_{21} obtidos utilizando cada uma das amostras	43
4.5	Resultado da diferença nos valores de atenuação entre a amostra saudável e o tumor maligno	44
4.6	Parâmetros S_{21} obtidos utilizando cada uma das amostras	45
4.7	Resultado da diferença da atenuação obtida entre a amostra saudável e o tumor maligno	46
4.8	Variação da fase em função da frequência para cada um das amostras	46
4.9	Sinal em forma de degrau obtido em <i>software</i>	47
4.10	Quatro repetições das medidas, obtidas no domínio do tempo, para a montagem com as antenas Vivaldi para se verificar uma possível consistência nos resultados	48
4.11	Quatro repetições das medidas, obtidas no domínio do tempo, para a montagem com as antenas monopolo para se verificar uma possível consistência nos resultados	49
A.1	Suporte desenvolvido no <i>software</i> SketchUp	55
A.2	Resultado do modelo impresso através da impressora 3D	56

Lista de Tabelas

3.1	Parâmetros da antena apresentada na figura 3.3	22
3.2	Parâmetros da antena apresentada na figura 3.9	26
3.3	Parâmetros da antena apresentada na figura 3.17	31
3.4	Parâmetros tecidos biológicos	36
4.1	Parâmetros definidos para o sinal em forma de degrau criado	48

Lista de Acrónimos

CPW	Coplanar Waveguide
CST	Computer Simulation Technology
FDTD	Finite-Difference Time-Domain
HFSS	High Frequency Structure Simulator
IT	Instituto de Telecomunicações
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MWI	Microwave Imaging
MWT	Microwave Tomography
PC	Personal Computer
PCB	Printed Circuit Board
RF	Radio Frequency
SBH	Slotline Bowtie Hybrid
SMA	SubMiniature Version A
TDR	Time Domain Reflectometry
TSA	Tapered Slot Antenna
TSAR	Tissue Sensing Adaptive Radar
UWB	Ultra Wide Band
VNA	Vector Network Analyzer
VSWR	Voltage Standing Wave Ratio

Introdução

Neste capítulo é apresentada uma breve introdução a esta dissertação e como ela está estruturada. A motivação para a sua realização e os objectivos propostos são também apresentados.

O cancro da mama é, excluindo o da pele, o tipo de cancro mais comum entre as mulheres, e corresponde à segunda causa de morte por cancro, na mulher. Atualmente em Portugal com uma população feminina de 5 milhões, são detetados anualmente cerca de 6000 novos casos de cancro da mama, sendo que 1500 mulheres morrem com esta doença, o que equivale à morte de 4 mulheres por dia com esta doença [1]. O cancro da mama é um problema de saúde pública, sendo uma das doenças com maior impacto na sociedade atual, não só por ser muito frequente, e associado a uma imagem de grande gravidade, mas também porque atinge um órgão essencial para a mulher na fase da maternidade. O principal fator de risco para o desenvolvimento desta doença é a idade visto que a incidência da doença mais que duplica a partir dos 50 anos.

Por comparação, um estudo realizado revelou que eram estimados 252.710 novos casos de cancro da mama em 2017 nos Estados Unidos, sendo que cerca de 40.610 mulheres morreriam por causa desta anomalia [2]. Ainda assim, a taxa de mortalidade por cancro da mama tem diminuído bastante nos últimos anos devido aos avanços tecnológicos das técnicas utilizadas para um diagnóstico precoce da anomalia.

A figura 1.1 apresenta as taxas de incidência do cancro da mama em todo o mundo [3]. Pelos dados obtidos verifica-se que é na Europa Ocidental que ocorre uma maior taxa de incidência do cancro da mama, ligeiramente superior à apresentada pela América do Norte. O Sul da Europa, onde é incluído Portugal, surge no sétimo lugar das regiões com maior taxa de incidência do cancro da mama.



Figura 1.1: Taxas de incidência do cancro da mama em todo o mundo (taxa por 100.000 mulheres) [3]

1.1 ENQUADRAMENTO

A imagem médica obtida através de várias tecnologias é uma ferramenta essencial na prática clínica, tanto no diagnóstico inicial como no posterior acompanhamento da evolução de doenças. Uma técnica bastante conhecida é o Raio-X que se caracteriza pela obtenção de imagens de alta resolução, embora não permita uma grande diferenciação entre os diferentes tipos de tecidos. Outras técnicas também bastante comuns são os ultra-sons e a ressonância magnética, embora estas sejam de utilização um pouco mais reduzida devido principalmente ao seu elevado custo. A Microwave Imaging (MWI) é uma solução promissora que se baseia no princípio de fazer incidir um feixe de micro-ondas de baixa potência na direção do organismo utilizando-se os sinais obtidos (por dispersão e reflexão) para conseguir o mais variado tipo de resultados e gerar imagens das estruturas internas. A MWI é um método não ionizante, não invasivo, de baixo custo, sendo a profundidade de penetração no tecido Humano razoável o que permite obter imagens com alta resolução, tornando esta solução uma alternativa com enorme potencial para aplicações biomédicas.

Embora tenham ocorridos nos últimos anos grandes avanços nesta área, as técnicas de MWI ainda precisam de superar vários desafios, tanto ao nível de *hardware* como de *software* para que se possam tornar uma alternativa viável. Um dos maiores problemas que esta técnica enfrenta é a forte reflexão que ocorre na interface entre o espaço livre e a pele que pode ser muitas ordens de grandeza superior à reflexão provocada por um tumor. Atualmente, este problema é superado colocando entre a antena e o alvo a medir, neste caso o seio, um líquido cuja permitividade é muito próxima do tecido corporal de forma a minimizar a diferença de impedância entre os meios e assim reduzir as perdas por reflexão. No entanto, esta solução apresenta alguns problemas, uma vez que, o líquido não permite uma adaptação de impedância ótima e introduz perdas consideráveis que diminuem a gama dinâmica da medição. Além disso, o líquido é desconfortável para os pacientes e requer a sua constante substituição para evitar contaminação.

Uma abordagem mais recente consiste em colocar as antenas diretamente sobre o peito evitando a necessidade do líquido de acoplamento. No entanto, esta solução leva a um aumento da influência do meio sobre a antena e diminui o seu desempenho global.

1.2 MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS

A possibilidade de contribuir para o melhoramento do diagnóstico e consequente tratamento de uma doença com um impacto tão grande na nossa sociedade é só por si uma grande motivação para tentar combater e minimizar os números apresentados.

O principal objetivo desta dissertação de Mestrado foi, partindo da revisão do estado da arte em relação às antenas utilizadas em imagem médica, propor novas configurações que possam apresentar-se como mais-valias em relação às existentes e permitam obter uma imagem com as melhores características possíveis. Neste sentido será essencial a utilização de antenas, tipicamente de banda larga, que funcionem bem em tecidos biológicos (por natureza dispersivos), permitindo ter um feixe direcionado e que atue a uma distância próxima do corpo.

1.3 ESTRUTURA DO DOCUMENTO

Para além do **Capítulo 1**, que pretende fazer uma contextualização da situação do problema, dos desafios existentes e dos objetivos a atingir com esta dissertação, este documento encontra-se dividido em mais quatro capítulos, com a seguinte distribuição de conteúdos:

⇒ No **Capítulo 2**, é apresentada uma breve revisão sobre as principais técnicas utilizadas para deteção do cancro da mama, assim como o trabalho já realizado na área do desenvolvimento de antenas em MWI.

⇒ No **Capítulo 3**, são apresentadas inicialmente algumas noções gerais sobre o funcionamento de antenas sendo em seguida realizada uma análise mais específica sobre o tipo de antenas utilizadas nesta dissertação e descrito todo o seu processo de dimensionamento e respetiva análise.

⇒ O **Capítulo 4**, contém a apresentação de todo o processo de montagem do *setup* constituído pelas antenas desenvolvidas no Capítulo 3 e o *Phantom* definido como alvo de medida devido às suas propriedades dielétricas semelhantes às do corpo humano. São ainda apresentados todos os resultados obtidos na realização da experiência.

⇒ No **Capítulo 5**, é apresentada uma conclusão detalhada a todo o trabalho realizado durante a dissertação e os resultados obtidos. São ainda propostos alguns pontos para trabalho futuro e como poderiam ser melhorados os resultados obtidos nesta dissertação.

Estado da Arte sobre Antenas UWB para Imagem Médica

Neste capítulo é apresentada uma breve revisão sobre as principais técnicas utilizadas para detecção do cancro da mama, assim como o trabalho já realizado na área do desenvolvimento de antenas em MWI.

2.1 TÉCNICAS UTILIZADAS

Ao longo dos anos, os investigadores têm vindo a desenvolver e testar diferentes técnicas que permitam obter um diagnóstico o mais correto e precoce possível do cancro da mama, tendo vindo a ser utilizadas várias abordagens, entre as quais, o Raio-X (mamografia), ultrassons, Magnetic Resonance Imaging (MRI) e MWI.

2.1.1 Raio-X (Mamografia)

A Mamografia é a técnica padrão atualmente utilizada e que permite obter um diagnóstico por imagem, com o objetivo de analisar o tecido mamário e detetar, ou não, a existência de alguma anomalia, sendo a sua realização anual aconselhada a mulheres com mais de 40 anos. Esta técnica embora seja muito utilizada e tenha como principal vantagem tratar-se de um exame extremamente rápido (demora apenas alguns segundos) apresenta várias desvantagens, como o uso de radiação ionizante, baixa sensibilidade e especificidade (não sendo adequado para indivíduos com seios mais densos) sendo ainda extremamente desconfortável [4]. A mamografia digital [5] surgiu como *upgrade* a esta tecnologia, oferecendo um diagnóstico mais preciso em seios mais densos, embora seja uma técnica substancialmente mais cara e envolva maiores níveis de radiação quando comparada com a mamografia tradicional.

Na figura 2.1 são apresentados quatro seios em que se verifica um sucessivo aumento da densidade apresentado por estes, sendo possível observar diferenças significativas entre eles e a importância que a densidade apresenta para o resultado de um diagnóstico correto.

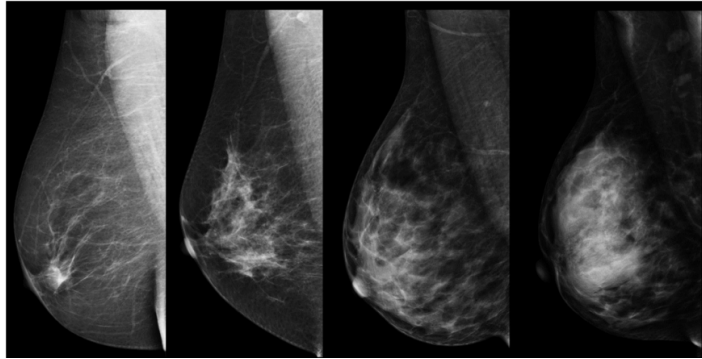


Figura 2.1: Representação de seios sucessivamente mais densos [6]

2.1.2 Ultrassons

A técnica de ultrassons é uma ferramenta de rastreio económica e amplamente disponível, e caracteriza-se pela colocação de um transdutor na pele que envia ondas sonoras, com frequências superiores a 20kHz, e deteta as ondas refletidas do interior do corpo permitindo a construção de uma imagem com a estrutura interna do corpo. Trata-se de um método indolor e extremamente seguro em relação à quantidade de radiação exposta. No entanto, a imagem obtida por ultrassons apresenta baixa resolução (na figura 2.2 é apresentada uma imagem obtida por ultrassons) e não permite uma distinção entre um tumor maligno e benigno, sendo esta técnica principalmente utilizada após um resultado da mamografia positivo (funcionando como suplemento a esta técnica), em mulheres grávidas ou indivíduos que não lhes seja permitido acesso à mamografia [7].

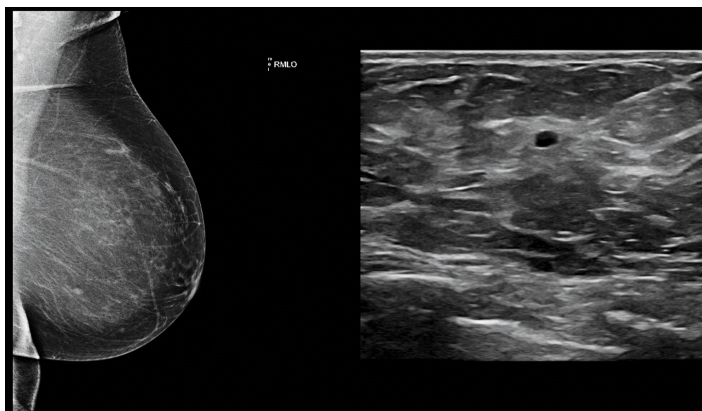


Figura 2.2: Exemplo de uma imagem obtida utilizando a técnica de ultrassons [8]

2.1.3 MRI

A técnica MRI consiste na utilização de sinais Radio Frequency (RF) e campos magnéticos fortes para obter imagens do interior do corpo, tendo por base as diferentes quantidades de energia absorvidas pelos vários tipos de tecidos. Esta técnica utiliza ainda um líquido de contraste que é injetado no seio com o objetivo de aumentar a resolução da imagem obtida. Tal como na utilização de ultrassons, esta técnica apresenta-se como secundária sendo tipicamente utilizada para fazer uma análise posterior e quando já é suspeita a existência de alguma anomalia, tratando-se ainda de uma técnica com elevado custo, demorada, e com um número reduzido de unidades existentes, não sendo por isso a sua utilização aconselhada à população geral, mas sim apenas a um grupo populacional específico. Em comparação com a mamografia e os ultrassons, a MRI tem como principal vantagem a maior sensibilidade para detetar tumores de dimensões mais reduzidas [9]. A figura 2.3 apresenta um exemplo de uma imagem obtida utilizando esta técnica e onde é possível verificar a existência de uma anomalia.

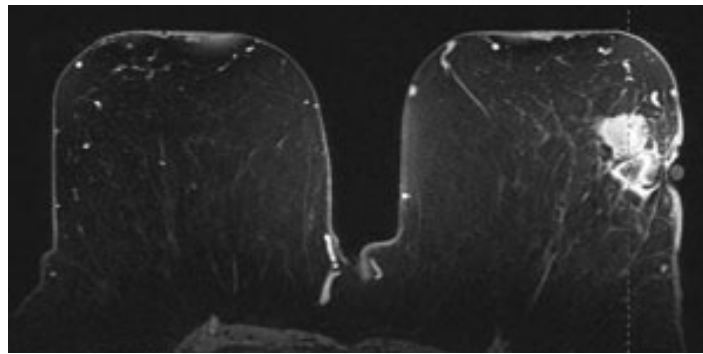


Figura 2.3: Exemplo de uma imagem obtida utilizando a técnica MRI [10]

2.1.4 MWI

A MWI é uma técnica emergente e promissora na área das ciências biomédicas, tendo vindo a ser realizados inúmeros estudos para aperfeiçoar esta tecnologia de imagem com ondas eletromagnéticas aplicado ao diagnóstico do corpo humano. Esta técnica baseia-se no contraste existente nas propriedades dielétricas entre os tecidos normais e os malignos dentro do espectro das micro-ondas, apresentado a vantagem de detetar tumores de pequenas dimensões, apresentar um baixo custo e permitir obter uma imagem mais rapidamente em comparação com outros métodos. Existem duas abordagens principais na investigação de MWI para aplicações biomédicas, a Microwave Tomography (MWT) [11], [12] e imagem baseada em radar [13], [14].

A técnica MWT consiste na obtenção de uma imagem para diagnóstico do cancro utilizando um método de dispersão inversa dos sinais resultantes da difração ocorrida nos tecidos, levando à obtenção das propriedades dielétricas (permitividade e condutividade), e consequentemente à deteção de uma possível anomalia. No entanto, a realização deste

cálculo inverso torna-se demasiado demorado devido ao processo computacional intenso e complexo que é necessário efetuar. Além disso, existe ainda o problema de dispersão inversa não-linear que conduz à necessidade de criar algoritmos de reconstrução iterativa aumentando ainda mais a complexidade computacional necessária.

A figura 2.4 mostra um esquema experimental utilizado em MWT de uma experiência apresentada em [15], sendo este composto em termos de *hardware* por oito antenas transmissoras e oito antenas recetoras, dois *multiplexers* para controlo do sinal enviado e recebido, um Vector Network Analyzer (VNA) para obter as medidas dos parâmetros-S e um Personal Computer (PC) para aquisição e tratamento de dados. As antenas utilizadas foram monopolos com 1.5 cm de comprimento e operavam numa gama de frequências entre 2.5GHz e 4GHz. A realização desta experiência permitiu verificar que à frequência de 4GHz são obtidas imagens com melhor resolução que 2.5GHz, e que um eventual aumento do número de transmissores e recetores utilizados permitiria também um aumento na qualidade das imagens obtidas, uma vez que, nesta experiência apenas foram medidos 8×8 conjuntos de dados com amplitude e fase para realizar a reconstrução da imagem, resultando numa imagem de baixa resolução.

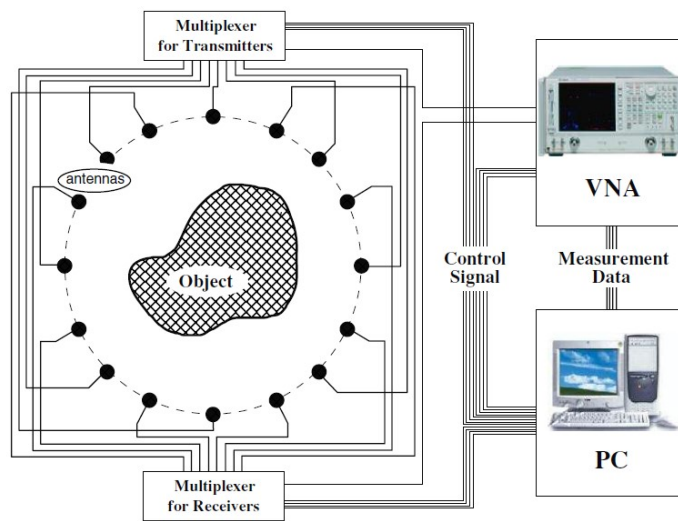


Figura 2.4: Esquema experimental típico de um sistema para MWT [15]

A figura 2.5 representa um exemplo de uma montagem prática utilizada neste tipo de técnica, sendo possível verificar a complexidade envolvida neste tipo de medidas. Neste exemplo é apresentado um sistema que utiliza um maior número de antenas em comparação ao esquema apresentado em 2.4, sendo neste caso utilizadas para a realização da experiência antenas Vivaldi de dupla camada caracterizadas pelo incremento de ganho que apresentam em relação às antenas Vivaldi mais simples.

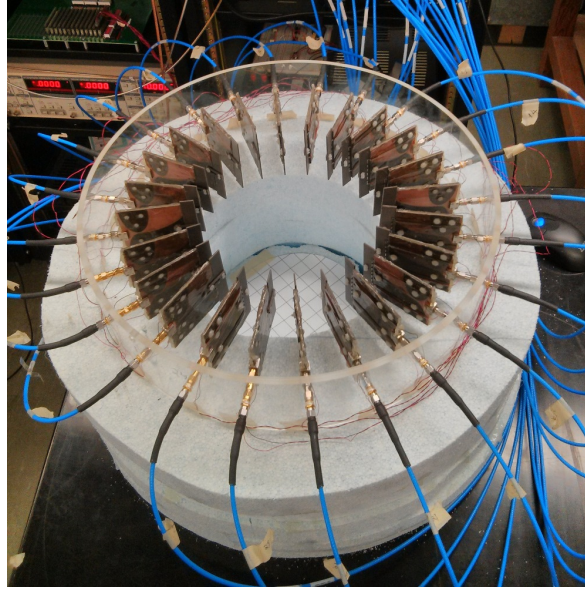


Figura 2.5: Exemplo de uma montagem prática de um sistema para MWT [16]

A técnica MWI baseada em radar consiste na construção de uma imagem usando as diferentes respostas ao sinal radiado na direção do seio provocadas pelos tecidos normais e malignos devido às diferenças existentes entre as suas propriedades dielétricas. Os resultados obtidos requerem uma análise cuidadosa, uma vez que, os sinais recebidos não correspondem apenas à resposta apresentada pelo possível tumor existente, mas também a sinais indesejados como reflexões existentes diretamente na antena transmissora, sinais refletidos na pele, entre outros, não requerendo, no entanto, uma grande exigência computacional quando comparado com as técnicas baseadas em MWT.

Pretende-se nesta dissertação contribuir para o desenvolvimento tecnológico da técnica baseada em MWI sendo por isso apresentada na secção 2.2 uma análise ao trabalho já desenvolvido nesta área, a evolução que esta tem vindo a sofrer e quais os principais problemas existentes.

2.2 MWI BASEADA EM RADAR PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS

Em [17] foi apresentada pela primeira vez uma técnica baseada em MWI para deteção de tumores que consistia na utilização de um modelo computacional 2D-Finite-Difference Time-Domain (FDTD) que explorava as propriedades físicas do tecido mamário, exclusivamente no espectro das micro-ondas, e verificava o contraste dielétrico entre os tumores malignos e o normal. O sistema utilizava uma técnica baseada em impulsos e controlo de tempo para aumentar a probabilidade de deteção de tumores ao mesmo tempo que suprimia os efeitos da heterogeneidade e absorção da energia por parte dos tecidos. O modelo utilizado permitiu uma comparação das formas de onda obtidas aquando da presença, ou não, do tumor na resposta ao impulso aplicado. As simulações FDTD mostraram que mediante determinadas condições é possível detetar

tumores com diâmetro inferior a 2 mm e que este método apresenta-se bastante robusto em relação aos valores de condutividade definidos para a pele, à heterogeneidade nos valores de ϵ_r e σ dos tecidos saudáveis para flutuações aleatórias até 20% dos valores médios e quanto à dispersão dielétrica utilizada para os tecidos saudáveis do seio. A figura 2.6 apresenta o modelo 2D-FDTD desenvolvido. Este modelo é composto por um *array* de 17 antenas colocado em contacto com a pele, uma circunferência no centro do modelo que simula a presença de um tumor, e ainda a representação das glândulas mamárias colocadas entre a camada de pele e o tumor.

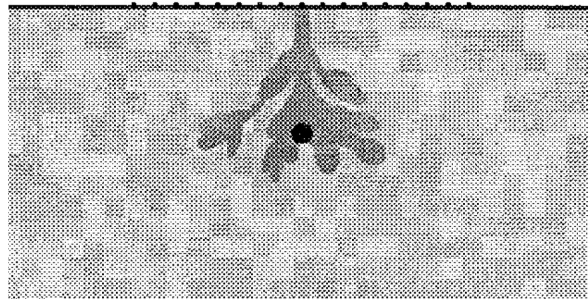


Figura 2.6: Modelo computacional 2D-FDTD apresentado em [17]

Em [18] foi proposto o método Tissue Sensing Adaptive Radar (TSAR) para diagnóstico do cancro da mama baseado em MWI, sendo caracterizada a antena utilizada e a sua estrutura de alimentação. Como características principais para a antena era pretendido que esta apresentasse grande largura de banda (Ultra Wide Band (UWB)), dimensões reduzidas (alguns centímetros) e boa adaptação de impedância em toda a banda assegurando que a maior parte da energia era transmitida. O design escolhido para a antena foi a utilização de uma Slotline Bowtie Hybrid (SBH) (a figura 2.7 apresenta um design típico deste tipo de antenas), em que a estrutura de alimentação consiste numa transição *microstrip* para *slotline* adequada. A SBH caracteriza-se por fornecer um diagrama de radiação com um lobo principal estreito, baixo Voltage Standing Wave Ratio (VSWR) e a quase inexistência de lóbulos secundários, características ideais para se obter um bom funcionamento da antena. Na realização da experiência a antena foi imersa num dielétrico líquido com $\epsilon_r = 10.8$ para conseguir um melhor acoplamento com o tecido mamário, evitando a existência de reflexões significativas. Este valor de ϵ_r foi escolhido por ser semelhante ao valor do tecido mamário saudável. Os resultados simulados obtidos mostraram valores para o *insertion loss* inferiores a 2dB quando a antena era imersa no líquido de acoplamento.

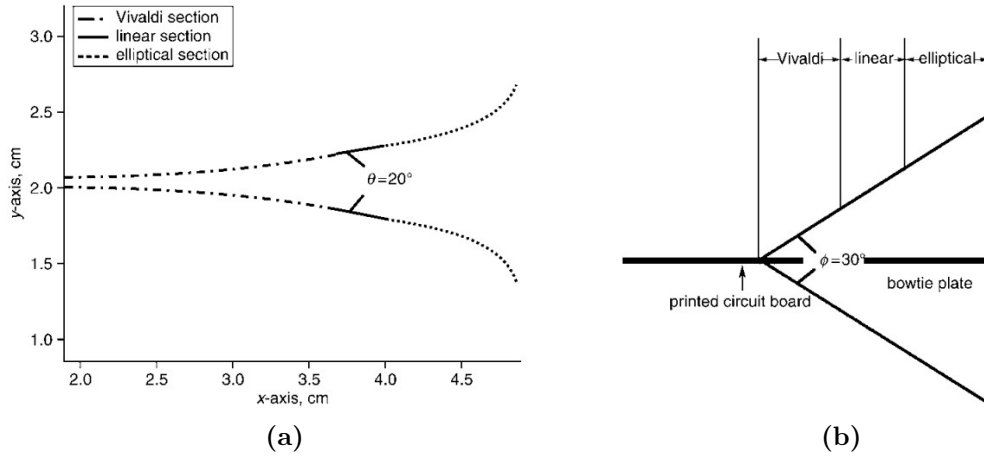


Figura 2.7: Geometria típica de uma antena SBH. a) Plano superior. b) Vista de lado. [19]

Outro exemplo, é o monopolo impresso alimentado por Coplanar Waveguide (CPW) [20] (representado na figura 2.8), sendo este método de alimentação caracterizado por permitir uma boa adaptação de impedâncias e diagramas de radiação estáveis em espaço livre. Neste trabalho foi desenvolvida uma antena UWB extremamente compacta apresentando como dimensões totais $30 \times 26 \text{ mm}^2$. Os resultados obtidos nas experiências realizadas mostraram valores de *return loss* inferiores a -9.6dB entre 3.4GHz e 9.9GHz. Foi analisada a situação em que são colocadas duas antenas idênticas frente-a-frente distanciadas de 6 cm verificando-se que as perdas de energia existentes entre as antenas aumentam com o incremento da frequência. Foi ainda obtida por simulação a influência da distância a que a antena é colocada da camada de pele (entre 5 mm e 20 mm) verificando-se o aumento das perdas no meio de acoplamento à medida que a distância aumentava. Para a realização das experiências, e de modo a minimizar as reflexões existentes na interface ar-pele, a antena desenvolvida foi imersa num líquido de acoplamento com propriedades dielétricas semelhantes às apresentadas pela gordura humana ($\epsilon_r = 4.8$ a 2GHz e $\epsilon_r = 3.8$ a 10 GHz).

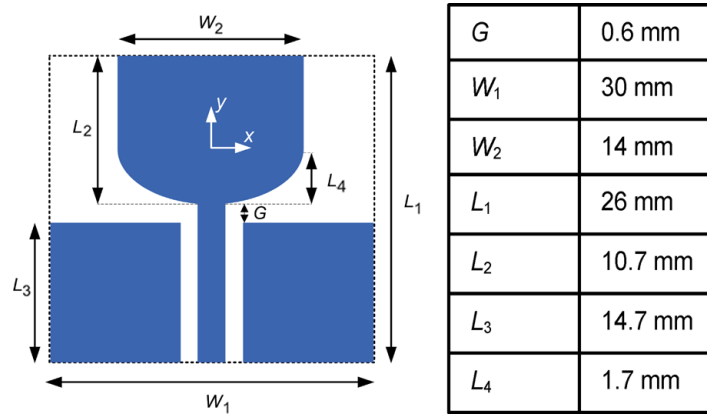


Figura 2.8: Geometria da antena proposta em [20]

Uma outra proposta foi apresentada em [21]. Trata-se de uma Tapered Slot Antenna (TSA) de UWB com estrutura de alimentação baseada numa transição *microstrip* para *slotline* adequada. Para este trabalho era pretendido que a antena apresentasse algumas especificações importantes como, um bom modo de operação quando imersa num líquido de acoplamento com $\varepsilon_r = 2.5$ dimensões relativamente pequenas e compatíveis com o sistema TSAR e outros equipamentos existentes e coeficiente de reflexão inferior a -10dB numa gama de frequências entre 2GHz e 12GHz.

O resultado da antena impressa desenvolvida é apresentado na figura 2.9.

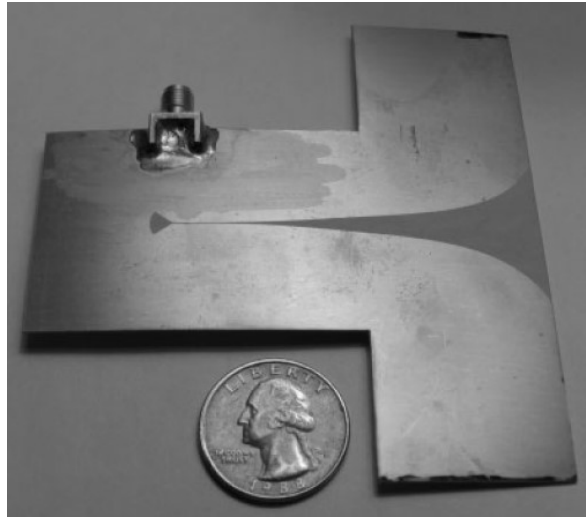


Figura 2.9: Design obtido da antena desenvolvida em [21]

A experiência realizada consistiu na montagem do *setup* apresentado na figura 2.10. Neste recipiente foi colocada, além da antena desenvolvida e do líquido de acoplamento, uma amostra que simulava a existência de um tumor. Foram criados dois tumores com diferentes tamanhos e propriedades, um primeiro com 6 mm de diâmetro e propriedades dielétricas $\varepsilon_r = 43.5$ e $\sigma = 6.8S/m$ a 4GHz e um segundo tumor de forma cilíndrica, com 9 mm de raio e 8 mm de comprimento e $\varepsilon_r = 10$.

A experiência realizada explorou outro possível sistema para deteção de tumores em MWI, verificando-se uma boa performance da antena desenvolvida quanto aos valores do coeficiente de reflexão obtidos entre 3GHz e 10.6GHz e a capacidade de deteção do tumor quando o sistema foi imerso no líquido de acoplamento.

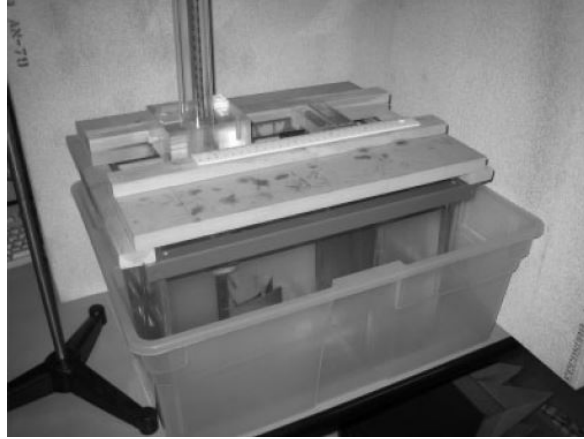


Figura 2.10: Montagem obtida para a realização da experiência [21]

Em [22] foi desenvolvido um monopolo de dimensões reduzidas e com alguma flexibilidade com o objetivo de se moldar facilmente ao corpo quando colocado em contacto com este. O trabalho consistiu ainda em desenvolver, além das antenas, um modelo que permitisse simular de uma forma o mais realista possível a forma de um seio e as suas principais características, recorrendo para isso ao simulador High Frequency Structure Simulator (HFSS) (figura 2.11).

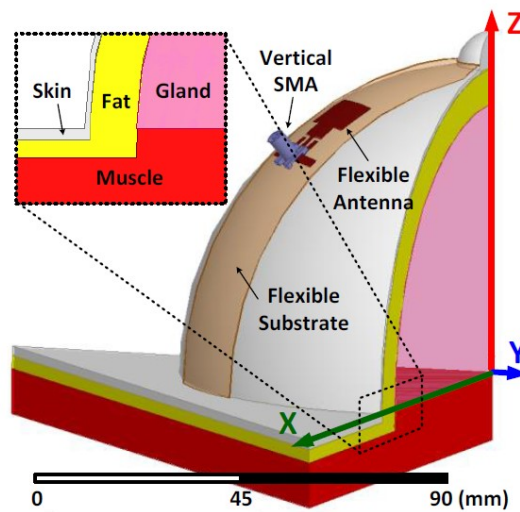


Figura 2.11: Modelo desenvolvido em [22]

Os parâmetros da antena foram otimizados para obter uma boa adaptação de impedâncias na gama de frequências de 2GHz a 5GHz, sendo as dimensões da antena $18 \times 18 \text{ mm}^2$. Para o desenvolvimento do modelo apresentado na figura 2.11 foi realizado um estudo acerca dos principais parâmetros elétricos (permitividade relativa, tangente de perdas e massa volúmica) que caracterizam os diferentes tecidos biológicos que constituem o seio.

Os resultados obtidos às simulações efetuadas neste trabalho permitiram verificar valores para o coeficiente de reflexão inferiores a -10dB na banda de frequências para qual a antena foi otimizada (2GHz a 5GHz). Quanto aos resultados obtidos para o parâmetro S_{21} verificou-se que os tecidos que apresentavam um maior tangente de perdas às altas frequências apresentavam consequentemente um maior *insertion loss*. Embora a antena desenvolvida não apresente uma gama de frequências de funcionamento tão elevada como noutros trabalhos, apresenta como principal vantagem o facto de ser bastante flexível e apresentar baixo custo de fabrico.

Em comum entre praticamente todos os casos apresentados está a alta dispersão que estes apresentam, em termos de frequência, mas principalmente, na geometria das antenas utilizadas e até no diferente líquido de acoplamento utilizado em cada caso, influenciando negativamente a qualidade dos resultados obtidos e a comparação entre estes, fazendo com que apenas um número muito reduzido de protótipos alcancem o estágio de experimentação clínica.

2.3 PROTÓTIPOS BASEADOS EM MWI UTILIZADOS EM EXPERIÊNCIAS CLÍNICAS REAIS

Em [23], [24] são apresentados dois casos de protótipos que realizaram um conjunto de teste com resultados bastante positivos e consistentes fazendo com que atingissem a fase de experimentação clínica e fossem testados em situações reais num grupo de pacientes. A figura 2.12 apresenta exatamente um desses protótipos [23].



Figura 2.12: Sistema TSAR testado em casos reais [23]

O protótipo implementa uma abordagem baseada num radar mono-estático para MWI utilizando sinais de banda larga. O sistema TSAR era constituído por uma interface com o paciente, antenas conectadas a um braço de posicionamento e colocadas num recipiente cilíndrico, um motor para mover o braço e o recipiente, equipamento de medida adequado para experiências com micro-ondas e *software* personalizado para controlo do sistema e recolha de dados. A interface com o paciente consistia numa maca com um orifício para um recipiente cilíndrico onde deveria ser colocado o seio para realização do diagnóstico. Esse recipiente era preenchido com um líquido de acoplamento ($\epsilon_r = 2.5$ e $\sigma < 0.04 S/m$) por forma a reduzir as reflexões existentes na pele e permitir a utilização de antenas com dimensões mais reduzidas.

A realização deste estudo foi limitado a oito pacientes examinados e pertencentes a faixas etárias diferentes (entre os 32 anos e os 64 anos) e que apresentavam o mais variado tipo de caso clínicos, desde de pacientes saudáveis, outros com presença e localização bem definidas do tumor, a casos complexos com presença de múltiplas lesões benignas e malignas. Os pacientes foram examinados com sucesso utilizando este sistema e o resultado das imagens obtidas mostraram-se consistentes com os resultados já obtidos sobre o passado clínico do paciente, sendo estes resultados bastante motivadores para continuação do aperfeiçoamento desta técnica.

Um outro protótipo que atingiu a fase de experimentação clínica foi o radar multi-estático UWB para MWI apresentado em [24], dimensionado e construído na Universidade de Bristol.

A experiência teve como objetivo identificar quais as dificuldades e desafios introduzidos aquando da utilização deste tipo de protótipos num ambiente clínico e aplicados a casos reais, em comparação com os resultados obtidos em laboratório recorrendo à utilização de *phantoms* a simular os tecidos mamários. A figura 2.13 apresenta o *setup* experimental desenvolvido para este sistema.



Figura 2.13: *Setup* experimental utilizado no sistema apresentado em [24]

O *array* utilizado no sistema de radar era constituído por antenas UWB *wide-slot* com gama de funcionamento entre as frequências 3GHz e 10GHz. O *phantom* utilizado nas experiências laboratoriais era constituído por uma camada exterior com 2 mm de espessura e $\epsilon_r = 30$ um líquido semelhante à gordura peitoral com $\epsilon_r = 10$ e algumas camadas relativamente densas a simular os tecidos mais internos do seio com valores de ϵ_r a variarem entre 20 e 30.

A realização do diagnóstico utilizando o protótipo desenvolvido foi aplicado a dois pacientes com situações clínicas bem identificadas em relação à existência do tumor e seu posicionamento. Os resultados obtidos mostraram-se, para o primeiro caso, bastantes consistentes com os existentes acerca do passado clínico do paciente originando um correto diagnóstico do tumor, assim como, a localização deste. Já no segundo caso, os resultados obtidos mostraram-se insatisfatórios, uma vez que, não foi possível fazer uma distinção clara da existência do tumor, talvez explicado pela maior densidade de tecidos existentes no seio do segundo indivíduo.

A realização desta experiência em ambiente clínico permitiu então identificar um conjunto de desafios extra que as experiências em laboratório não tinham ainda provocado, tais como: tempo limitado com o paciente, dificuldade em adaptar diferentes tamanhos de seios ao modelo desenvolvido no protótipo, movimentação do paciente (inclusive a respiração) durante o diagnóstico, possibilidade da existência de peitos com um interior significativamente mais complexo que o *phantom* desenvolvido e possibilidade de o tumor não apresentar o tamanho idealizado aquando dos testes realizados em laboratório. Este trabalho permitiu identificar vários problemas associados à implementação deste tipo de protótipos em situações reais e das dificuldades existentes que se terão de ultrapassar, mas permitiu também a obtenção de alguns resultados bastante satisfatórios e encorajadores para a continuação do desenvolvimento e aperfeiçoamento desta técnica.

2.4 LÍQUIDO DE ACOPLAMENTO

Um ponto comum entre quase todos os trabalhos apresentados nas secções 2.2 e 2.3 prende-se com a utilização de um líquido de acoplamento nas experiências realizadas.

Em 1979, os pioneiros Larsen e Jacobi [25], na realização de uma das suas experiências perceberam que se fizessem mergulhar a sua configuração de *hardware* constituída pela antena transmissora, a recetora e o alvo a ser medido num recipiente com líquido de alta constante dielétrica como a água, este atuava como meio de acoplamento fazendo reduzir significativamente as perdas por reflexão entre o espaço livre e o alvo de medida. A utilização de um líquido de acoplamento adequado, é ainda hoje um método padrão utilizado nos sistemas MWI por, e no caso da deteção de tumores, fazer com que o coeficiente de reflexão entre o espaço livre e a superfície da pele seja bastante

minimizado. No entanto, esta solução não resolve todos os problemas sendo que a utilização deste meio de acoplamento líquido apresenta inconvenientes, em primeiro lugar por ser extremamente desconfortável para o paciente e implicar a sua constante manutenção e substituição para evitar contaminações tornando-o pouco prático, e em segundo por introduzir perdas que fazem atenuar o *backscattered field* provocando uma diminuição na gama dinâmica nas medidas.

Por forma a evitar estas desvantagens da utilização do líquido de acoplamento, surge então a necessidade de projetar antenas para estarem em contacto direto com o corpo, algo semelhante às antenas usadas, por exemplo, no tratamento da hipotermia, problema associado à incapacidade do organismo controlar as temperaturas normais do corpo humano. No entanto, neste tipo de soluções há um aumento da influência do meio externo sobre a antena, e caso este não seja o adequado faz diminuir fortemente a performance global da antena. Existem ainda outros problemas associados à utilização de antenas em proximidade com o corpo que eram minimizados pela utilização do líquido de acoplamento, tais como, no caso de estas apresentarem características omnidirecionais haver perda de energia devido à radiação visar direções indesejadas, a baixa intensidade dos campos que aumentam a sensibilidade a pequenas não homogeneidades e a perdas de energia, resultando numa redução da intensidade do sinal recebido.

Projeto de Antenas para Imagem Médica

Neste capítulo serão apresentadas inicialmente algumas noções gerais sobre o funcionamento de antenas sendo em seguida realizada uma análise mais específica sobre o tipo de antenas utilizadas nesta dissertação e descrito todo o seu processo de dimensionamento. Será ainda realizada uma análise aos resultados obtidos por simulação.

3.1 INTRODUÇÃO

Uma antena é um dispositivo essencial em qualquer sistema de comunicação sem fios, dada a sua presença obrigatória tanto no lado do emissor como do recetor em todas as comunicações realizadas por RF, sendo a sua função transmitir e captar ondas eletromagnéticas, funcionando como interface entre a energia eletromagnética existente na linha de transmissão e a energia eletromagnética radiada no ar, isto no lado do emissor, e o inverso no lado do recetor.

As antenas podem ser construídas por inúmeros métodos e tomar as mais diferentes formas, dependendo dos objetivos a que se destinam, sendo consequentemente caracterizadas por parâmetros fundamentais como são o diagrama de radiação, largura de banda, diretividade, ganho, eficiência e polarização.

A figura 3.1 representa a estrutura típica de um sistema de transmissão RF onde ocorre a geração de um sinal que é conduzido através da linha de transmissão até à antena e onde por fim esta transforma o sinal inicialmente gerado numa onda radiada para o espaço livre.

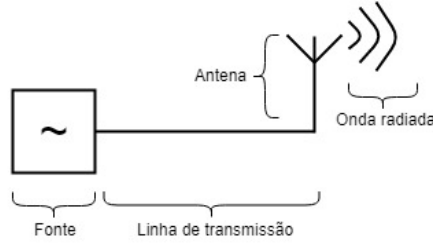


Figura 3.1: Antena como dispositivo de transição entre a linha de transmissão e o espaço livre

Com o objetivo de atingir uma das características principais pretendidas para a antena que se procurou desenvolver nesta dissertação, como seria a grande gama de frequências a que esta deveria operar, foi então realizado um primeiro estudo que permitiu concluir que a utilização de antenas Vivaldi poderia vir a ser uma boa opção visto que estas são caracterizadas pela capacidade de apresentar uma grande largura de banda [26].

3.2 ANTENA VIVALDI CO-PLANAR

A antena Vivaldi, também conhecida como TSA, caracteriza-se por apresentar boas propriedades de radiação para larguras de banda extremamente elevadas o que torna a utilização deste tipo de antenas bastante útil em diversas áreas de sistemas de comunicação, tendo sido pela primeira vez apresentada em 1979 por P. J. Gibson [26] [27].

O design original para uma antena Vivaldi, apresenta uma estrutura co-planar, representada num exemplo genérico na figura 3.2, sendo composta por uma *slotline* (alimentada por uma linha *microstrip*) que gradualmente se vai tornando em curvas com forma exponencial formando uma abertura de radiação. A contínua curvatura da estrutura de radiação permitiria uma teórica largura de banda infinita sendo na prática limitada pelas dimensões da abertura da estrutura de radiação, a largura da *slotline* e da transição da linha de alimentação [27].

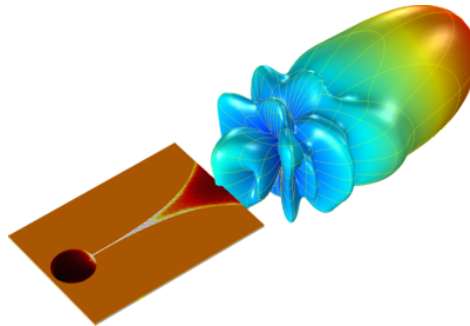


Figura 3.2: Estrutura básica de uma antena Vivaldi co-planar e o seu correspondente diagrama de radiação [28]

A figura 3.2 apresenta, além de um possível design para uma antena Vivaldi co-planar genérica, o seu respetivo diagrama de radiação para melhor percepção do funcionamento deste tipo de antena, verificando-se que a radiação não é, por exemplo, no sentido perpendicular à superfície do cobre mas sim no sentido da abertura em forma exponencial que caracteriza este tipo de antenas.

3.2.1 Antenas Referência

Em [29] é sugerido um design para uma antena Vivaldi para aplicações de imagens em micro-ondas UWB. A estrutura da antena apresentada consiste num design típico de uma antena Vivaldi de dimensões reduzidas, tendo $36 \times 36 \times 0.64 \text{ mm}^3$ de tamanho, usando um substrato com $\varepsilon_r = 10.2$. A forma que apresenta é definida segundo a função 3.1 e a alimentação da antena é baseada numa linha *microstrip* seguida de uma transição *microstrip-slot* adequada. Os resultados obtidos para o módulo do coeficiente de reflexão mostraram um bom desempenho da antena entre as frequências 3.1GHz e 10.3GHz com valores sucessivamente inferiores a -10dB ao longo desta gama, sendo que, até 8GHz este valor chega mesmo a ser próximo dos -15dB. Outro resultado apresentado foi a variação do ganho ao longo da frequência, verificando-se que, de uma forma geral, este aumenta para frequências mais elevadas, tomando o valor máximo de aproximadamente 9dBi. Consequentemente os diagramas de radiação obtidos apresentavam baixa directividade às frequências mais baixas.

$$y(x) = Ae^{Rx} + B \quad (3.1)$$

Uma outra antena referência é a sugerida em [30], onde é proposta uma antena Vivaldi que permite um incremento dos valores de ganho numa maior gama de frequências para aplicações de imagens em radar e micro-ondas. Utiliza um substrato com $\varepsilon_r = 4.4$ sendo as suas dimensões $45 \times 40 \times 0.8 \text{ mm}^3$. A antena proposta foi desenvolvida para operar numa gama de frequências entre 2.9GHz e 11GHz apresentando nesta banda, valores para o módulo do coeficiente de reflexão inferiores a -10dB. A estrutura da antena consiste numa linha de alimentação *microstrip* com uma transição *microstrip-slot* adequada e uma estrutura de radiação com a forma de uma exponencial segundo a função 3.2. Os resultados obtidos mostraram ainda valores de ganho superiores a pelo menos 5dBi em toda a gama de funcionamento.

$$y(x) = Ae^{Rx} \quad (3.2)$$

3.2.2 Dimensionamento antenas Vivaldi co-planar

O dimensionamento das antenas Vivaldi co-planar dividiu-se na realidade em duas fases, uma primeira em que foi dimensionada uma antena com a estrutura tradicional de uma Vivaldi e numa segunda fase foram acrescentados à estrutura base (de uma outra antena) um conjunto de ranhuras com o objetivo de procurar alterar alguns dos principais parâmetros da antena.

Partindo então para o design e desenvolvimento da antena na sua forma mais natural, começou-se pela escolha do substrato Rogers RO3010 com $\epsilon_r = 10.2$, $h = 0.64$ mm e tangente de perdas ($tg\delta$) de 0.0022 a 10GHz (o valor de $tg\delta$ varia com a frequência). A figura 3.3 apresenta a geometria obtida para a antena vista do plano superior (estrutura de radiação) e do plano inferior (alimentação da antena), respetivamente. As dimensões finais definidas para a antena são de forma compacta apresentadas na tabela 3.1.

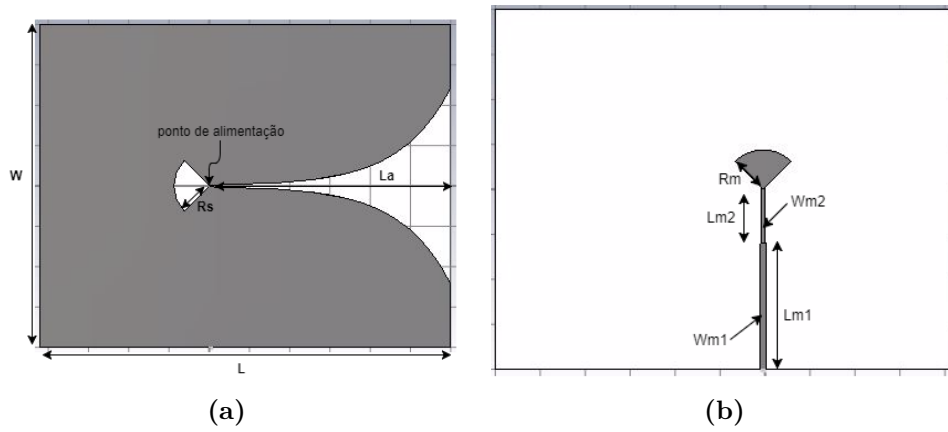


Figura 3.3: a) Geometria da antena visto do plano superior b) plano inferior

Tabela 3.1: Parâmetros da antena apresentada na figura 3.3

Parâmetro	Dimensão
L	51mm
W	40mm
La	30mm
Rs	4.3mm
Lm1	14mm
Lm2	5.8mm
Wm1	0.6mm
Wm2	0.4mm
Rm	4.1mm

Uma análise às dimensões obtidas para a estrutura da antena permite verificar que se trata de uma antena com tamanho total, $L * W$ relativamente pequeno, o que é já por si uma boa característica, pois na área de desenvolvimento de antenas para aplicações biomédicas pretende-se que os instrumentos de medida finais obtidos sejam o

mais compactos possível, e por isso, as antenas que este utiliza deverão também seguir essas características.

A forma obtida para a abertura radial da antena resulta da utilização de uma curva exponencial que parte do ponto de alimentação da antena até à extremidade do substrato, segundo a função exponencial apresentada em 3.2, em que $A = 0.1$ e $R = 0.16$, valores obtidos após realizadas várias simulações até se chegar a uma otimização que melhor apresenta um compromisso entre os principais parâmetros em consideração como eram largura de banda, o diagrama de radiação e o ganho da antena.

Todos os resultados simulados apresentados ao longo desta dissertação foram obtidos recorrendo à utilização do *software* Computer Simulation Technology (CST) STUDIO SUIT®.

Um dos objetivos iniciais e principais que se pretendia obter como característica da antena desenvolvida, era a boa resposta que esta deveria apresentar numa gama de frequências relativamente grande. A figura 3.4 apresenta o resultado do módulo do coeficiente de reflexão simulado obtido entre as frequências de 1GHz e 12GHz. Pela análise da resposta obtida verifica-se que entre as frequências 3GHz e 10GHz o coeficiente de reflexão toma valores menores que -10dB, valor definido como razoável para resultados deste género representando que dentro desta gama de frequências menos de um décimo da energia transmitida é perdida por reflexão.

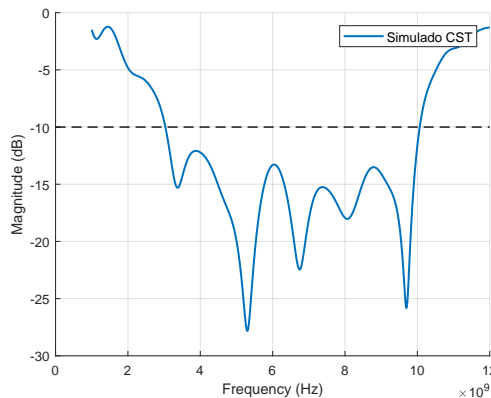


Figura 3.4: Módulo do coeficiente de reflexão ($|S_{11}|$) obtido por simulação

Visto estar-se perante uma antena de banda larga definida, segundo os resultados obtidos, entre 3GHz e 10GHz a análise em termos de diagramas de radiação deve ser feita escolhendo-se algumas frequências-referência, uma vez que, uma análise desta informação em toda a banda de frequências implicaria um grande esforço computacional. Com essas frequências-referência é já possível fazer uma análise aos diagramas de radiação obtidos por simulação e perceber então a sua evolução ao longo da frequência.

Escolhidas como referência as frequências 4GHz, 7GHz e 10GHz, a figura 3.5 representa a sobreposição (para melhor comparação dos resultados obtidos) dos diagramas de radiação na sua forma polar às frequências definidas e como estes mantêm uma forma bastante semelhante ao longo de toda a frequência.

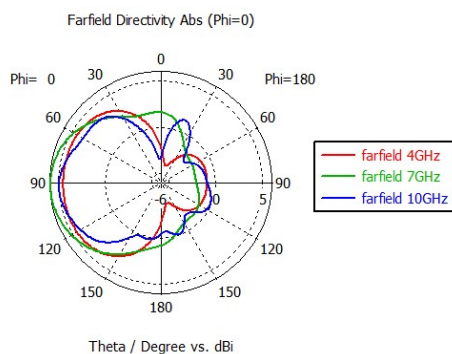


Figura 3.5: Sobreposição dos diagramas obtidos na forma polar às frequências 4GHz, 7GHz e 10GHz

Para melhor perceção dos resultados obtidos é também apresentado um outro diagrama de radiação, neste caso, em formato 3D e apenas à frequência intermédia de 7GHz (figura 3.6) que fornece uma informação semelhante à apresentada na forma polar, mas agora com o interesse de ser possível visualizar a estrutura da antena e ver a direção em que esta está a radiar.

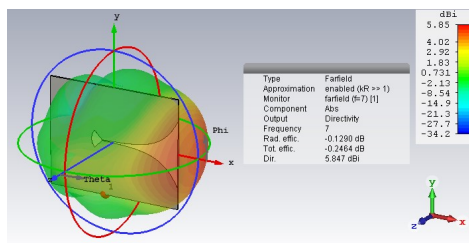


Figura 3.6: Diagrama de radiação 3D obtido à frequência de 7GHz

A figura 3.7 apresenta o protótipo final da antena desenvolvida e impressa em Printed Circuit Board (PCB) no laboratório de RF do Instituto de Telecomunicações (IT)-Aveiro. Verifica-se ainda a utilização do conector SubMiniature Version A (SMA) de 50Ω cuidadosamente soldado ao protótipo da antena.

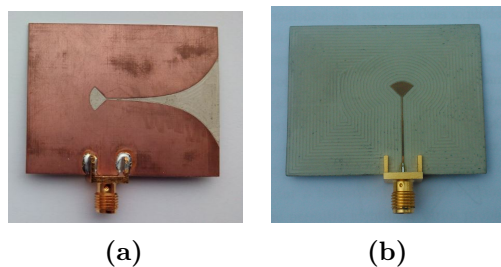


Figura 3.7: Resultado da antena impressa em PCB

A figura 3.8 apresenta uma comparação entre os valores do coeficiente de reflexão obtidos por simulação e os medidos experimentalmente no VNA utilizando o protótipo da antenna impressa, permitindo uma comparação clara entre os dois resultados. Verifica-se que embora tenha ocorrido uma pequena deterioração nos resultados experimentais, principalmente próximo dos limites inferior (3GHz) e superior (10GHz) da gama de frequências definida, ambos apresentam uma boa resposta ao longo de praticamente toda a banda.

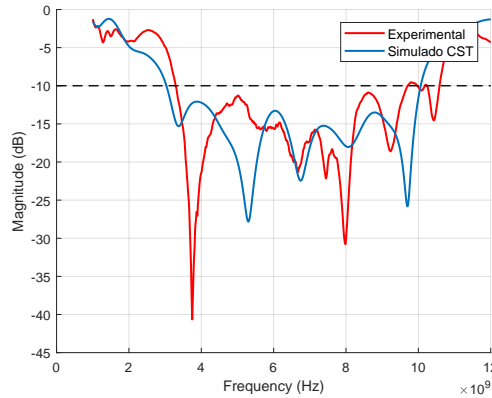


Figura 3.8: Comparação do módulo do coeficiente de reflexão obtido por simulação e o medido

Com o objetivo de desenvolver uma outra antenna, por forma a criar um sistema em que se tivesse uma antenna transmissora e uma recetora procedeu-se ao desenvolvimento de uma outra antenna, mas procurando melhorar um pouco os principais parâmetros em relação à antenna apresentada na primeira fase, em particular aumentando o seu ganho. A geometria da antenna desenvolvida é apresentada na figura 3.9 e tem como principal diferença a colocação de várias ranhuras no cobre. O substrato utilizado foi o FR-4 com $\epsilon_r = 4.3$, $h = 0.8$ mm e tangente de perdas ($tg\delta$) de 0.025 a 10GHz. Todos os parâmetros dimensionados para a antenna são apresentados na tabela 3.2.

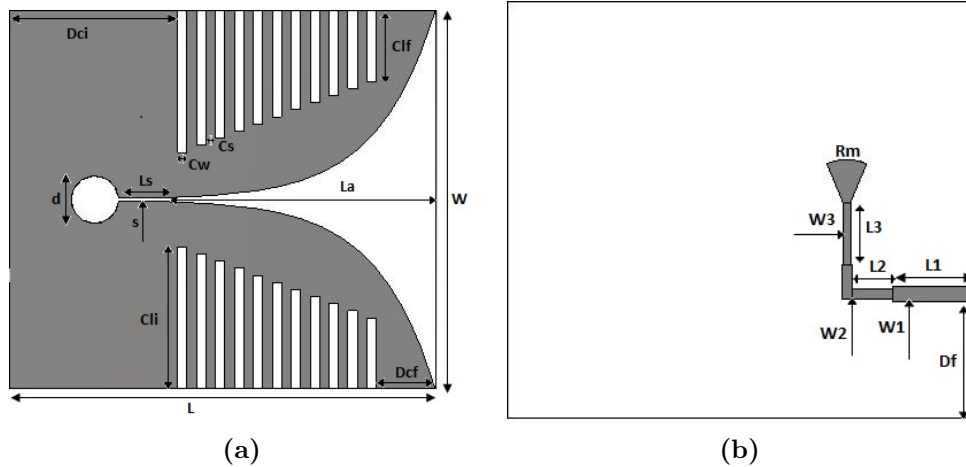


Figura 3.9: a) Geometria da antenna visto do plano superior b) plano inferior

Tabela 3.2: Parâmetros da antena apresentada na figura 3.9

Parâmetro	Dimensão	Parâmetro	Dimensão
L	45mm	Cs	1mm
W	40mm	Clf	1mm
La	28.5mm	Df	11.2mm
Ls	5mm	L1	8mm
s	0.4mm	L2	4.85mm
d	5mm	L3	6mm
Dci	17.75mm	W1	1.5mm
Cli	15mm	W2	1mm
Cw	1mm	W3	0.75mm
Dcf	6.25mm	Rm	4 mm

Pelos parâmetros obtidos, em termos de dimensões gerais trata-se de uma antena extremamente compacta sendo a curva exponencial obtida segundo a função 3.2, com $A = 0.2$ e $R = 0.16$, valores otimizados obtidos após realizadas várias simulações e que representam um compromisso ponderado entre as principais características pretendidas para a antena. Semelhante aos resultados simulados para a primeira antena, foram escolhidas três frequências-referência, a 4GHz, 7GHz e 10GHz e analisados alguns dos principais resultados obtidos. A figura 3.10 demonstra a boa resposta da antena aos valores do módulo do coeficiente de reflexão para uma gama próxima dos 3GHz aos 10GHz.

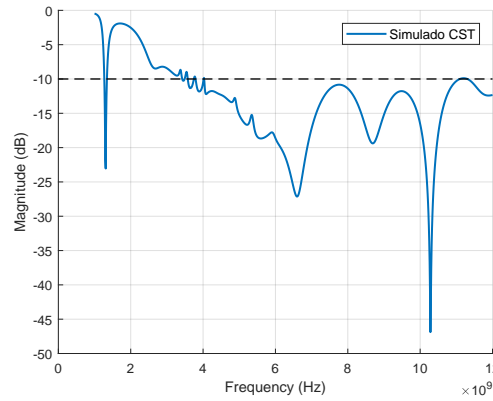


Figura 3.10: Módulo do coeficiente de reflexão obtido por simulação

Na figura 3.11 através da sobreposição dos diagrama de radiação na forma polar às três frequências-referência definidas, verifica-se uma proximidade entre os resultados obtidos aquando a variação da frequência. Em 3.12 é apresentado um diagrama de radiação 3D à frequência de 7GHz onde se verifica a direção do sinal radiado em relação à posição da antena, sendo a forma do diagrama de radiação obtido típica de uma antena Vivaldi.

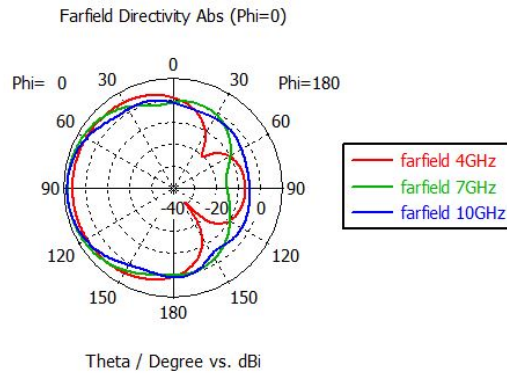


Figura 3.11: Sobreposição dos diagramas obtidos na forma polar às frequências 4GHz, 7GHz e 10GHz

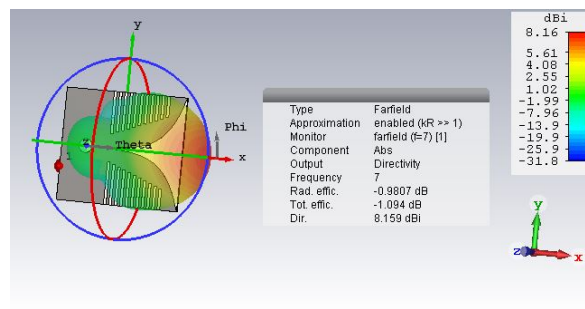


Figura 3.12: Diagrama de radiação 3D obtido à frequência de 7GHz

Na figura 3.13 é representado o protótipo da nova antena impressa em PCB assim como a colocação do conector SMA. O valor do módulo do coeficiente de reflexão foi medido na prática com o auxílio do VNA e comparado com os resultados obtidos no simulador (3.14), verificando-se que embora haja uma proximidade entre os resultados obtidos, principalmente na gama de frequências definida entre os 4GHz e 10GHz, no caso dos resultados práticos ocorre em algumas zonas uma grande proximidade dos valores do módulo do coeficiente de reflexão aos -10dB, sendo mesmo em alguns pontos ligeiramente superior.

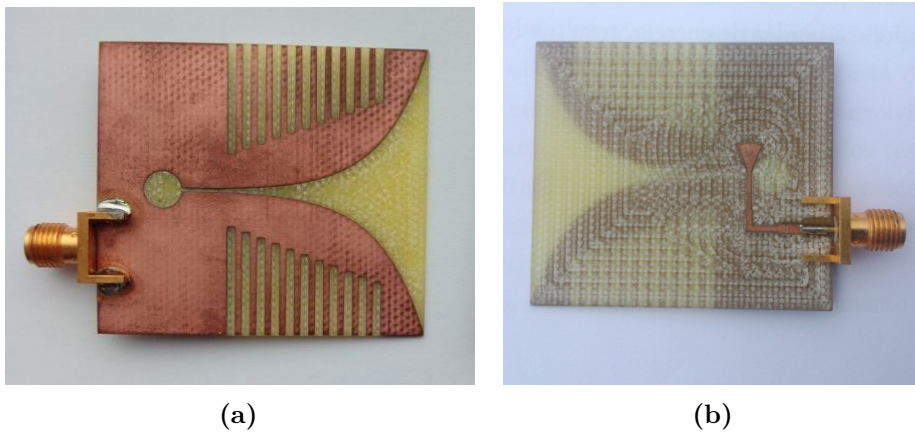


Figura 3.13: Resultado da antena impressa em PCB

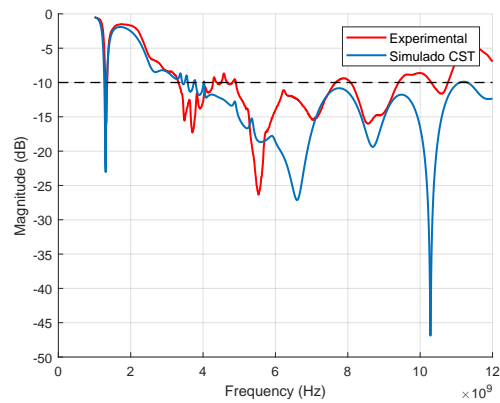


Figura 3.14: Comparação do módulo do coeficiente de reflexão obtido por simulação e o medido

A figura 3.15 retrata de forma simples e de fácil interpretação a evolução do ganho apresentado pelas duas antenas desenvolvidas ao longo da frequência. Verifica-se que de facto a antena em que foram introduzidas a sequência de ranhuras permitiu um aumento do ganho em toda a banda de frequências com evidente destaque para a zona das baixas frequências, próxima dos 3GHz, em que foi verificado um aumento próximo de 6dBi.

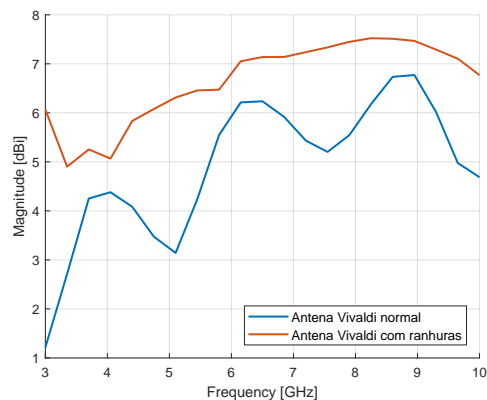


Figura 3.15: Comparação da evolução do ganho ao longo da frequência entre as duas antenas projectadas

3.3 MONOPOLO COM ALIMENTAÇÃO CPW

As antenas do tipo monopolo têm sido amplamente utilizadas em sistemas de comunicação sem fios com UWB devido, principalmente, à sua estrutura simples, compacta e de baixo custo. Um método de alimentação utilizado para este tipo de antenas é com CPW, que consiste numa linha de transmissão impressa no substrato, juntamente com outras duas superfícies que representam o plano de massa, uma em cada lado da linha, simétricas entre si e separadas por uma pequena fenda. Visto que, tanto a linha de transmissão como o plano de massa estão no mesmo lado do substrato este tipo de alimentação é então designada co-planar. A estrutura típica deste tipo de alimentação é apresentada na figura 3.16, sendo possível verificar as diferentes partes referidas que a constituem.

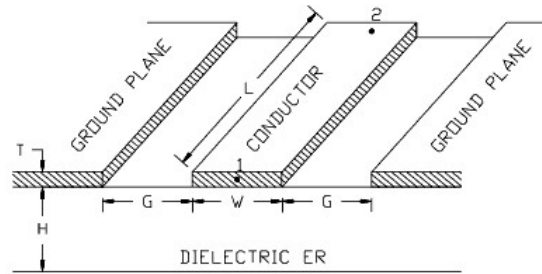


Figura 3.16: Estrutura com alimentação CPW [31]

A impedância característica de uma CPW não é afetada pela espessura (T) da linha condutora central, mas sim pela sua largura (W) e pelo espaço (G) existente entre esta e os planos de massa. Este método permite obter antenas com boa performance numa grande largura de banda utilizando um processo de fabrico bastante simples, uma vez que, o cobre é todo impresso no mesmo lado do substrato.

3.3.1 Antena Referência

Em [32] é sugerido um design de um monopolo com alimentação CPW para aplicações em que a antena seja colocada em proximidade com o corpo humano.

A estrutura da antena consiste num elemento radiante e um plano de massa ambos no plano superior do substrato, sendo este substrato caracterizado por apresentar uma certa flexibilidade para se moldar mais facilmente quando em contacto com o corpo humano. A antena desenvolvida apresenta uma estrutura compacta com dimensões totais $37.5 \times 33 \text{ mm}^2$ e uma gama de funcionamento entre 3.1GHz e 10.6GHz.

3.3.2 Dimensionamento Monopolo com alimentação CPW

A antena monopolo desenvolvida é apresentada na figura 3.17, e foi projetada com o objetivo de se obter uma antena UWB que apresentasse um bom funcionamento quando colocada em proximidade com o corpo humano. É constituída por um elemento radiante formado pela junção de quatro circunferências obtendo-se a forma observada na figura 3.17. A estrutura de alimentação do tipo CPW é formada por uma linha *microstrip* estando o plano de massa também no plano superior ao substrato e formado por um bloco retangular em cada um dos lados da linha de alimentação. O substrato utilizado para o desenvolvimento da antena foi o Rogers RO4725JXR com $\epsilon_r = 2.55$, $h = 1.57 \text{ mm}$ e $tg\delta = 0.0026$ a 10GHz. A tabela 3.3 representa de uma forma compacta todas as dimensões definidas para o design da antena, sendo de notar as dimensões totais relativamente reduzidas da antena.

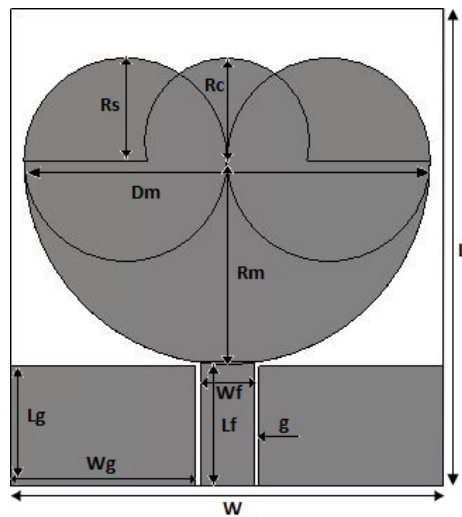


Figura 3.17: Estrutura do monopolo

Tabela 3.3: Parâmetros da antena apresentada na figura 3.17

Parâmetro	Dimensão
L	37.5mm
W	34mm
Lg	9.4mm
Wg	14.5mm
Lf	9.8mm
Wf	4.2mm
g	0.4mm
Rm	16.25mm
Dm	16mm
Rs	8.1mm
Rc	8mm

Utilizando o *software* CST foram realizadas várias simulações com o objetivo de obter as dimensões que melhor otimizavam o comportamento da antena numa grande gama de frequências. Optando por considerar a gama de frequências de funcionamento da antena entre os 3GHz e 10GHz, foi obtido o gráfico do módulo do coeficiente de reflexão, figura 3.18, verificando-se uma boa resposta da antena ao longo de toda a banda definida.

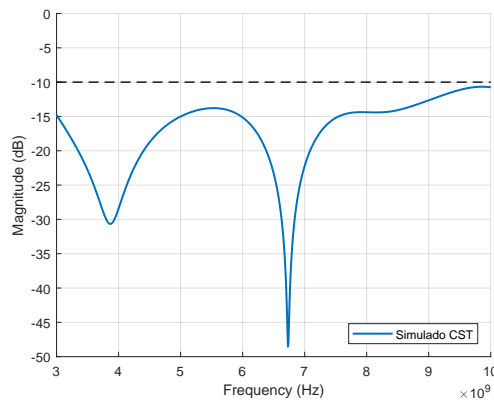


Figura 3.18: Módulo do coeficiente de reflexão obtido por simulação

A figura 3.19 apresenta os diagramas de radiação na forma polar em três frequências referência, 3GHz, 7GHz e 10GHz, obtidos por simulação. Como exemplo, é apresentado na figura 3.20 o diagrama de radiação na forma 3D e com a antena sobreposta, para melhor percepção da direção em que antena está a radiar. Verifica-se que por se tratar de um monopolo, o diagrama de radiação obtido é agora em torno de toda a antena (omnidirecional).

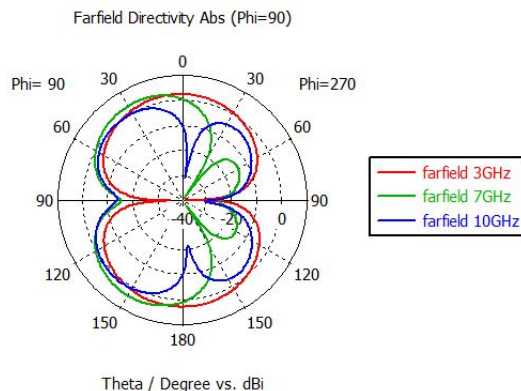


Figura 3.19: Sobreposição dos diagramas obtidos na forma polar às frequências 3GHz, 7GHz e 10GHz

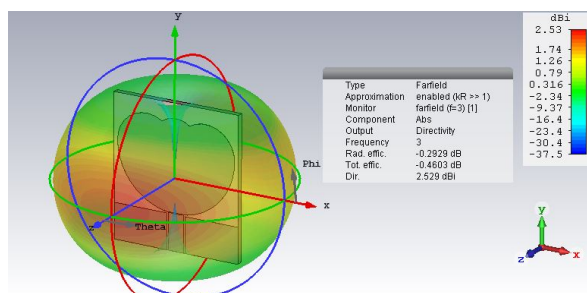


Figura 3.20: Diagrama de radiação 3D obtido à frequência de 3GHz

Outro resultado com interesse de ser analisado é como o ganho da antena varia com o aumento da frequência. A figura 3.21 apresenta exatamente essa variação, de onde é possível concluir que para frequências mais baixas o valor do ganho é aproximadamente 2.5dBi subindo depois para valores próximos do 5dBi para frequências mais altas. Em comparação com o ganho obtido para a antenas dimensionadas na secção 3.3 apresenta valores semelhantes aos apresentados pela antena Vivaldi típica, mas ligeiramente inferiores aos apresentados pela antena Vivaldi em que foram introduzidas as ranhuras.

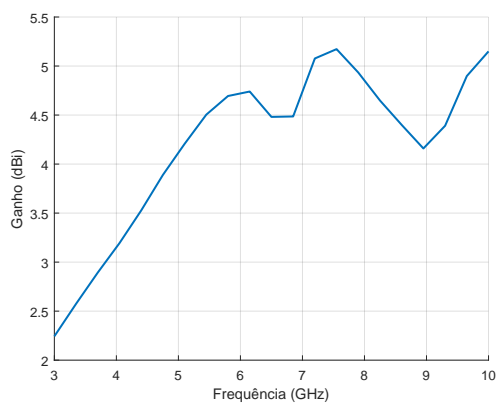


Figura 3.21: Evolução do ganho ao longo das frequências

A figura 3.22 apresenta o protótipo final da antena desenvolvida e impressa em PCB. Verifica-se ainda a utilização de um conector SMA de 50Ω cuidadosamente soldado ao protótipo da antena. Por forma a verificar o correto funcionamento da antena impressa é medido experimentalmente através de um VNA o seu módulo do coeficiente de reflexão e comparado com o obtido por simulação (3.23), verificando-se uma boa resposta em praticamente toda a banda, estando apenas um pouco aquém do esperado a uma frequência próxima dos 10GHz.

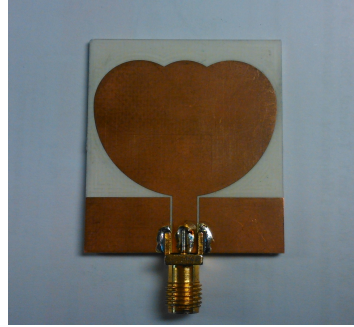


Figura 3.22: Resultado da antena impressa em PCB

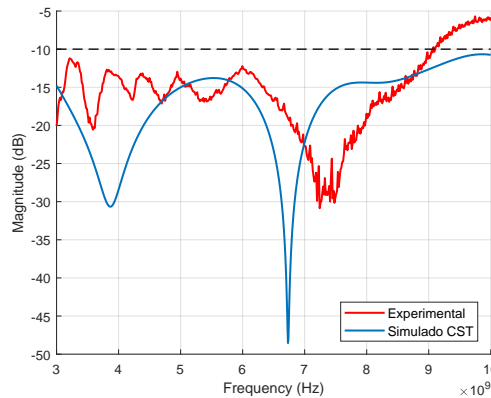


Figura 3.23: Comparação do módulo do coeficiente de reflexão obtido por simulação e o medido

3.4 SIMULAÇÃO DE TECIDOS BIOLÓGICOS

O objetivo das antenas desenvolvidas era que apresentassem, não só, boas características numa grande banda de frequências quando colocadas em espaço livre mas também quando colocadas em proximidade com o corpo humano. Uma vez que, o corpo humano é um meio não homogêneo e com múltiplas camadas é fundamental estudar as propriedades dielétricas dos tecidos biológicos na gama de frequências em que as antenas desenvolvidas operam. A figura 3.24 apresenta a anatomia geral do seio de uma mulher onde é possível verificar os principais tecidos que o constituem.

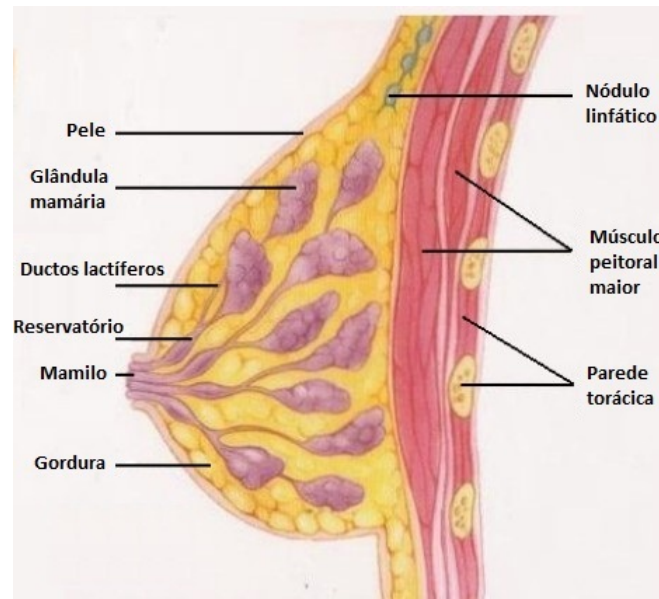
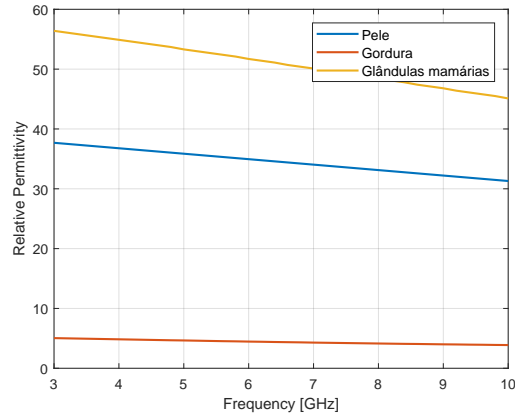


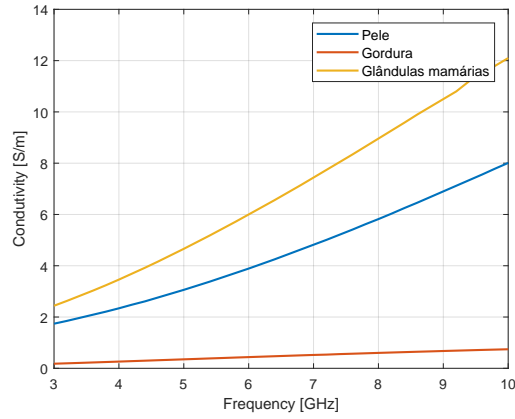
Figura 3.24: Anatomia geral de um seio [33]

Para o caso em que se pretende detetar a existência de um possível tumor e sabendo que estes surgem geralmente localizados entre as glândulas mamárias, foi desenvolvido no simulador CST um modelo aproximado e relativamente simples que pretendia simular as principais camadas existentes entre a localização do tumor e o exterior da pele onde é colocada a antena. As principais camadas definidas para o modelo que se pretendeu implementar foram a camada superficial de pele, a gordura mamária que representa a primeira camada interna do seio e por fim as glândulas mamárias.

A criação de um modelo preciso das diferentes camadas requeria a caracterização da dispersão de cada tecido corporal em toda a gama de frequências de operação das antenas. Apesar de ter sido atribuído um valor constante para a permitividade relativa e condutividade de cada tecido a uma frequência específica nas simulações efetuadas, são apresentadas na figura 3.25 a variação das propriedades dielétricas para cada uma das camadas definidas na gama de frequências entre 3GHz e 10GHz [34].



(a) Permittividade relativa



(b) Condutividade

Figura 3.25: Variação das propriedades dielétricas com a frequência dos tecidos biológicos simulados

Pela análise aos gráficos obtidos verifica-se de um modo geral que a permissividade relativa diminui com o aumento da frequência enquanto a condutividade toma maiores valores para frequências mais altas. Uma comparação entre os tecidos analisados permite verificar que as glândulas mamárias apresentam uma maior variação nas suas propriedades elétricas com o aumento da frequência, principalmente nos valores de condutividade. Por outro lado, a camada de gordura praticamente mantém constantes as suas propriedades, verificando-se apenas pequenas diferenças ao longo da gama de frequências, apresentando a 3GHz valores de $\epsilon_r = 5.04$ e $\sigma = 0.179S/m$ e a 10GHz $\epsilon_r = 3.88$ e $\sigma = 0.743S/m$.

Outros parâmetros importantes definidos para cada uma das camadas simuladas foram a massa volúmica (não dependente da frequência) e a espessura. A tabela 3.4 apresenta os valores definidos para esses parâmetros [34].

Tabela 3.4: Parâmetros tecidos biológicos

Tecido biológico	Parâmetros tecido mamário	
	Espessura	Massa volúmica
Pele	2mm	1100 kg/m ³
Gordura	8mm	920 kg/m ³
Glândulas mamárias	50mm	1040 kg/m ³

A figura 3.26 apresenta o modelo obtido no simulador onde são representadas e facilmente distinguidas as três camadas desenvolvidas. É também representada em proximidade com o modelo criado uma das antenas dimensionadas nesta dissertação para melhor perceção do sistema completo utilizado nas simulações realizadas. Na figura 3.26 é ainda possível verificar uma das principais limitações do modelo desenvolvido que se prende com o facto deste apresentar uma área bastante inferior ao que apresenta na realidade o seio. Esta limitação surge devido ao facto de a criação de um modelo com dimensões mais próximas das reais implicar um aumento no número de células de simulação utilizadas, fazendo aumentar significativamente o tempo de simulação e a complexidade computacional envolvida.

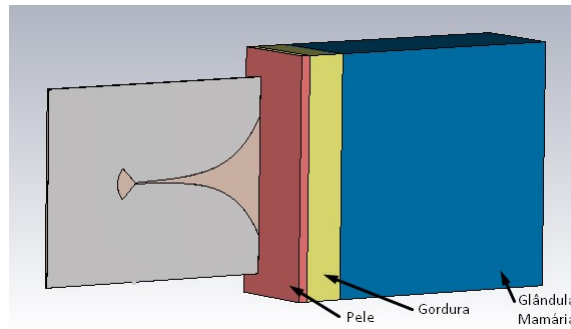
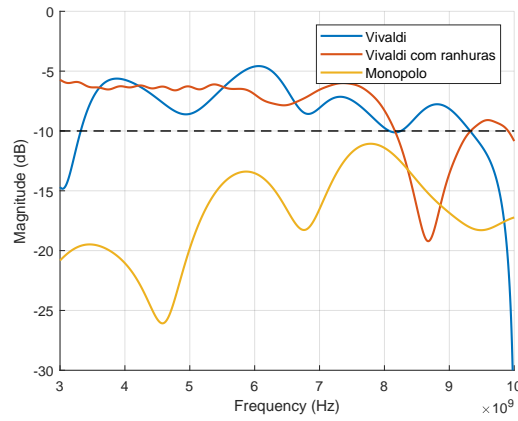


Figura 3.26: Modelo das três camadas de tecidos biológicos desenvolvidos no simulador CST

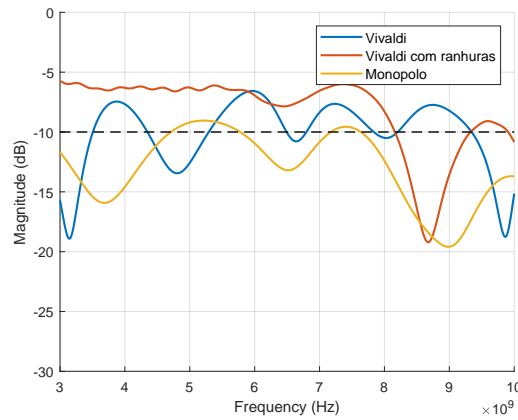
As simulações realizadas consistiram então em utilizar cada uma das antenas desenvolvidas nas secções 3.2 e 3.3 em proximidade com o modelo criado, fazendo variar a distância a que estas são colocadas do modelo. Foram analisados os casos em que antena é colocada a 3mm do modelo aumentando em seguida essa distância para 6mm.

O valor constante para as propriedades dielétricas definidas para cada uma das camadas foram os apresentados pelos tecidos definidos à frequência intermédia de 7GHz. Pela figura 3.25, pele: $\epsilon_r = 34.1$ e $\sigma = 4.82S/m$, gordura: $\epsilon_r = 4.29$ e $\sigma = 0.521S/m$ e glândulas mamárias: $\epsilon_r = 50.1$ e $\sigma = 7.44S/m$.

A figura 3.27 apresenta uma comparação entre os resultados obtidos para o módulo do coeficiente de reflexão de cada uma das antenas quando colocadas a diferentes distâncias do modelo.



(a) Antenas colocadas a 3mm



(b) Antenas colocadas a 6mm

Figura 3.27: Módulo dos coeficientes de reflexão obtidos utilizando as antenas desenvolvidas próximas dos tecidos biológicos simulados

Uma análise aos resultados obtidos permite verificar uma deterioração dos valores do módulo do coeficiente de reflexão em comparação com os obtidos nas secções 3.2 e 3.3 em que as antenas radiam em espaço livre. Para o caso em que foram utilizadas as antenas Vivaldi um aumento da distância provocou resultados do coeficiente de reflexão ligeiramente melhores, mas ainda assim sucessivamente superiores a -10dB ao longo da banda de frequências. Já os resultados obtidos aquando da utilização do monopolo mostraram-se bastante satisfatórios, principalmente quando colocada a 3mm do modelo, apresentando valores para o módulo do coeficiente de reflexão inferiores a -10dB em toda a banda de operação. De salientar que os resultados obtidos (embora permitam verificar algumas características e obter conclusões sobre o impacto de colocar uma antena a radiar próxima dos tecidos biológicos) são obviamente muito dependentes do modelo criado, apresentando este várias limitações ao nível da sua forma e propriedades que o caracterizam, sendo difícil uma comparação directa e confiável entre este e uma situação real prática, ou mesmo, entre um modelo de simulação (ou modelo experimental) simplesmente mais complexo.

Phantom e Resultados Obtidos

Neste capítulo é apresentado todo o processo de montagem do setup constituído pelas antenas desenvolvidas no Capítulo 3 e o Phantom definido como alvo de medida devido às suas propriedades dielétricas semelhantes às do corpo humano. São ainda apresentados todos os resultados obtidos na realização da experiência.

4.1 PHANTOM E COMPONENTES ASSOCIADOS

Para a realização das experiências práticas utilizando as antenas desenvolvidas e posterior análise aos resultados obtidos é conveniente ter-se algo que simule de uma forma bastante aceitável a parte do corpo humano que se pretende estudar, neste caso o seio e a possibilidade de este estar, ou não, afetado por um tumor.

Para tal recorreu-se ao *phantom* ilustrado na figura 4.1 , constituído por uma parte principal em forma semiesférica que representa a forma de um seio, sendo este composto pela camada de pele na parte exterior, pelo tecido glandular que representa cerca de 10 % do interior do *phantom* e o restante do interior com gordura. No *phantom* existe ainda um pequeno orifício para a colocação das amostras que irão simular a existência, ou não, do tumor.

Essas amostras (também apresentadas na figura 4.1) têm uma forma cilíndrica para serem colocadas exatamente no orifício existente no *phantom* sendo que cada uma das amostras pretende caracterizar uma situação real distinta. Uma das amostras é composta exclusivamente por gordura (com propriedades dielétricas equivalentes aos tecidos saudáveis) o que significa que quando esta é colocada no *phantom* está-se perante a representação de um seio saudável. Uma outra amostra é composta por um tumor benigno (em forma esférica) e gordura (propriedades dielétricas equivalentes a um tumor benigno), que quando colocado no *phantom* simula a existência de um tumor benigno no seio. A última amostra é composta por um tumor maligno (com uma forma irregular)



Figura 4.1: *Phantom* utilizado e respectivas amostras

e gordura (propriedades dielétricas equivalentes a um tumor maligno), que quando colocado no *phantom* simula a existência de um tumor maligno.

4.2 MONTAGENS E RESULTADOS OBTIDOS

A figura 4.2 mostra o *setup* construído para a realização das experiências e testes feitos às antenas desenvolvidas. A montagem consistiu na colocação de uma antena emissora e uma recetora em redor do *phantom* com o intuito de obter os sinais resultantes da dispersão e reflexão ocorridas no *phantom* assim como nas amostras disponíveis incorporadas neste, para que fosse possível obter uma distinção entre as diferentes amostras utilizadas e detetar qual a que simulava a existência do tumor maligno.

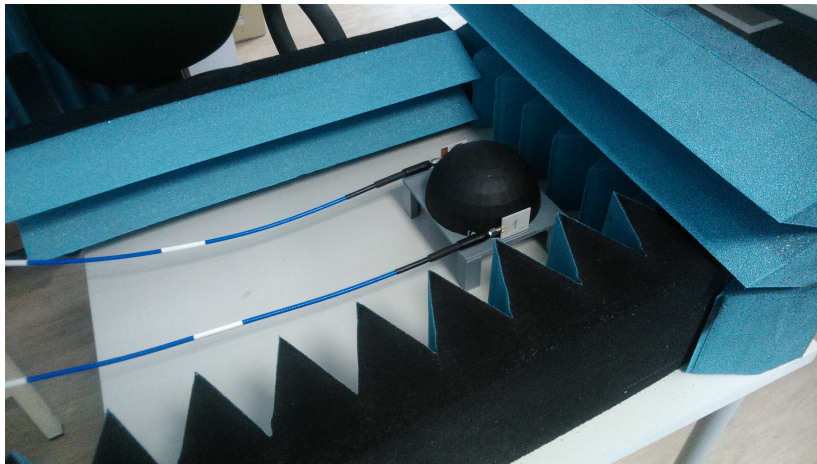


Figura 4.2: *Setup* da experiência realizada

As três antenas desenvolvidas nesta dissertação e apresentadas no Capítulo 3 foram utilizadas nas experiências realizadas. Foram testadas em conjunto as antenas Vivaldi desenvolvidas, tendo sido definida como antena emissora a que apresentava as ranhuras e maior ganho (figura 3.13), e como recetora a que apresentava a estrutura mais típica de uma Vivaldi (figura 3.7). Foram também testadas as antenas monopolo com alimentação

CPW (figura 3.22), mas visto que apenas uma estrutura foi desenvolvida para este tipo de antenas, foram impressas duas teoricamente iguais entre si, tendo sido definida uma como emissora e outra como recetora.

De notar que, como é possível verificar na figura 4.1, o orifício existente no *phantom* onde são colocadas as amostras não se situa exatamente no centro deste, mas sim ligeiramente para um dos lados, fazendo com que a amostra seja colocada a diferentes distâncias das antenas definidas como emissora e recetora. Esta diferença existente permite, fazendo rodar o *phantom* em 180°, colocar as amostras alternadamente mais próximas ou mais afastadas da antena emissora e verificar as implicações nos resultados obtidos dessas alterações.

Foi ainda necessário definir a gama de frequências em que os resultados das experiências deveriam ser obtidos, devido à influência das regiões de campo próximo e campo distante. Posto isto, e sabendo que o *phantom* apresenta uma forma semiesférica com 14 cm de diâmetro foi calculada a frequência máxima que mantém as antenas, quando colocadas próximas do *phantom*, em campo distante entre si. A distância de campo distante é dada pela formula 4.1,

$$d = \frac{2 \times D^2}{\lambda} \quad (4.1)$$

sendo, d a distância em que ocorre a separação das duas regiões, D a maior dimensão da antena e λ o comprimento de onda. Para o cálculo da maior dimensão da antena foram utilizadas as dimensões do monopolo (todas as antenas desenvolvidas apresentam dimensões relativamente semelhantes entre si, não implicando, por isso, diferenças significativas em relação à antena que é escolhida para o cálculo da variável D). A maior dimensão da antena vem então dada pela expressão 4.2,

$$D = \sqrt{L^2 \times W^2} \quad (4.2)$$

sendo, $L=37.5$ mm o comprimento e $W=34$ mm a largura do monopolo, vem que $D=50.62$ mm. O comprimento de onda λ é obtido pela expressão 4.3,

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (4.3)$$

em que c é a velocidade da luz no vácuo e f a frequência máxima para a qual o sistema permanece em campo distante. Considerando então $d=14$ cm como o diâmetro do *phantom*, utilizando as expressões apresentadas obtém-se uma frequência máxima de aproximadamente 8GHz para que a antena recetora esteja em campo distante em relação à emissora.

Para auxiliar e facilitar a recolha dos dados foi também desenhado e posteriormente impresso em 3D um pequeno suporte (A) que se adaptava perfeitamente às dimensões

do *phantom* e apresentava encaixes para a colocação das antenas, emissora e recetora, para que estas ficassem o mais estáveis possível e sempre que se repetisse uma nova experiência fosse garantido que estas eram sempre colocadas no mesmo sítio, ou pelo menos o mais próximo possível, para que possíveis comparações entre experiências realizadas fossem confiáveis.

Todas as medidas realizadas utilizando o *setup* desenvolvido são obtidas com o auxílio do VNA E8361C da Agilent Technologies.

4.2.1 Resultados obtidos no domínio da frequência

Recorrendo aos dois sistemas disponíveis criados, (utilizando as antenas Vivaldi ou os monopolos com alimentação CPW) começou-se por realizar as medidas para a obtenção do módulo do coeficiente de reflexão quando a antena é colocada próxima do *phantom* e neste é colocada a amostra que simula os tecidos saudáveis, com características semelhantes às apresentadas pelo restante *phantom*. Os resultados obtidos para as duas situações são apresentados na figura 4.3.

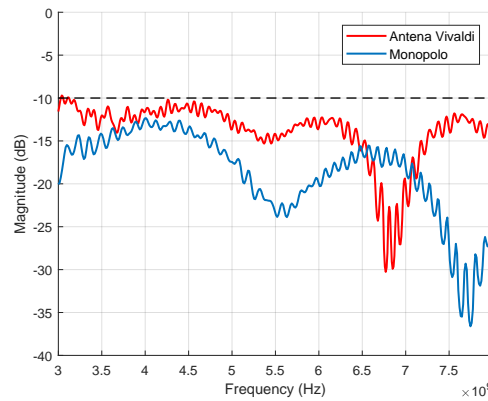


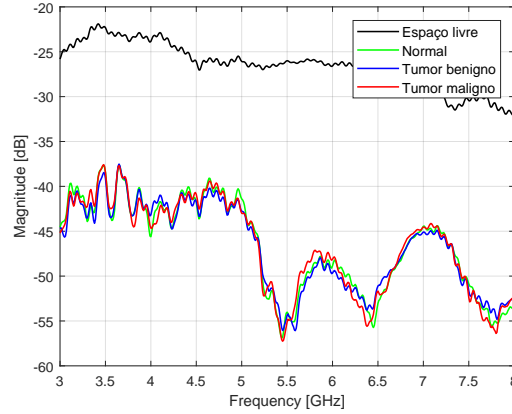
Figura 4.3: Comparação entres os módulos do coeficiente de reflexão medidos para cada uma das antenas

A sobreposição dos resultados obtidos permite uma comparação entre as diferenças existentes nas duas montagens, verificando-se uma boa resposta de ambas as antenas em toda a banda de frequências definida, (entre 3GHz e 8GHz), apresentando valores para o módulo do coeficiente de reflexão sucessivamente inferiores a -10dB.

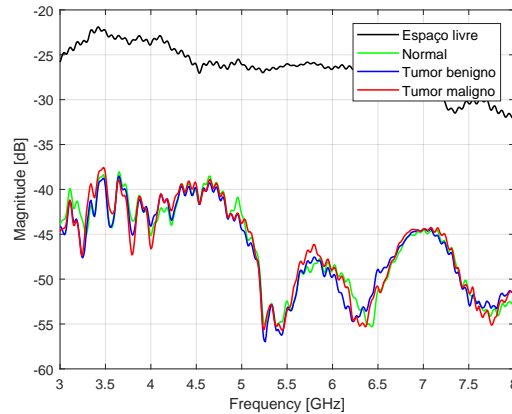
Outros resultados com interesse de serem analisados foram os valores do parâmetro S_{21} obtidos para cada uma das montagens. A realização da experiência consistiu em, mantendo as antenas na mesma posição fixas ao suporte, alterar a posição do *phantom* para que a amostra ficasse mais próxima ou mais afastada da antena emissora com o objetivo de perceber quais as diferenças introduzidas com esta alteração.

A figura 4.4 apresenta os resultados obtidos para a montagem que utiliza as antenas Vivaldi, apresentando uma comparação da atenuação existente utilizando cada uma das três amostras disponíveis. Em 4.4a é apresentada a situação em que as amostras são

colocadas mais próximas da antena emissora e em 4.4b a situação em que a amostra é colocada mais próxima da antena recetora. A figura 4.4 apresenta ainda, para uma melhor interpretação dos resultados, a variação do parâmetro S_{21} ao longo da frequência para a situação em que as antenas estão a radiar sem o *phantom* colocado entre elas.



(a) Amostra mais próxima da antena emissora



(b) Amostra mais próxima da antena recetora

Figura 4.4: Parâmetros S_{21} obtidos utilizando cada uma das amostras

Verifica-se que a linha obtida para a atenuação na situação em que o *phantom* é retirado do sistema apresenta naturalmente uma atenuação bastante menor quando comparada aquando da introdução do *phantom*, verificando-se uma atenuação de pelo menos 20 dB em praticamente toda a banda de frequências em ambos os casos. De notar que os valores da atenuação sem o *phantom*, embora aumentem com a frequência (como seria de esperar), não variam significativamente ao longo da banda, existindo apenas uma variação máxima de aproximadamente 10dB. Os resultados obtidos para cada uma das amostras, em ambos os casos, apresentam-se bastante semelhantes entre si havendo poucos pontos em que se consiga apontar alguma diferença significativa. Verifica-se também, embora de uma forma nem sempre constante, o aumento da atenuação com o aumento da frequência.

De forma a observar uma pouco melhor as diferenças existentes é apresentada, na figura 4.5 para a situação em que a amostra está localizada mais próxima da antena emissora, a diferença em dB entre os dois casos considerados extremos, o caso em que se compara a amostra saudável com a que contem o tumor maligno.

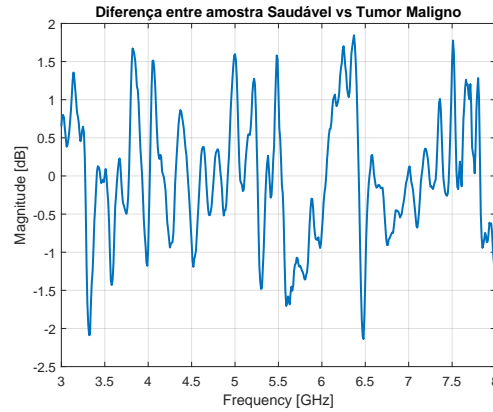


Figura 4.5: Resultado da diferença nos valores de atenuação entre a amostra saudável e o tumor maligno

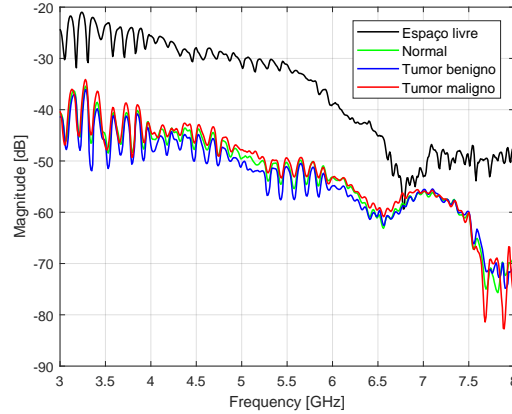
Uma análise à figura 4.5 permite verificar as diferenças mínimas existentes entre a comparação dos valores obtidos para o parâmetro S_{21} das duas amostras, existindo uma diferença máxima de aproximadamente 4dB.

De forma semelhante foram de novo medidos e comparados os parâmetros S_{21} para cada uma das amostras mas agora para o caso em que o sistemas é composto pelas antenas monopolo. A comparação dos resultados obtidos para as diferentes situações é apresentada na figura 4.6.

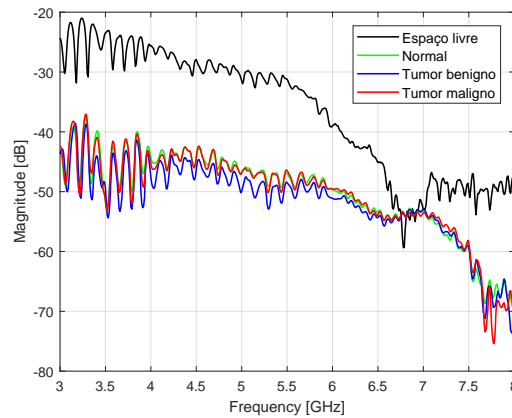
Verifica-se que a linha obtida para a atenuação sem a colocação do *phantom* apresenta novamente menor atenuação quando comparado com a sua introdução, verificando-se uma atenuação de, aproximadamente, 10dB a 15dB em praticamente toda a banda de frequências aquando da sua colocação. Em comparação com os resultados obtidos para a atenuação sem o *phantom* aquando da utilização das antenas Vivaldi, verifica-se que, embora às frequências mais baixas apresentem valores semelhantes, o aumento da frequência no caso em que são utilizados o monopolo provoca uma maior atenuação, tomando valores próximos dos -50dB para frequências superiores a 6.5GHz.

Os resultados obtidos para o parâmetro S_{21} utilizando as três amostras apresentam-se novamente extremamente semelhantes entre si em toda a banda de frequências, para as diferentes localizações da amostra em relação às antenas. Em comparação com os resultados obtidos utilizando as antenas Vivaldi verifica-se, de novo, que às frequências mais elevadas a utilização das antenas monopolo provoca um incremento, de aproximadamente 25dB, nos valores de atenuação medidos.

Mais uma vez, tanto nos resultados obtidos em espaço livre como os obtidos com a colocação do *phantom*, verifica-se um aumento da atenuação com o aumento da frequência.



(a) Amostra mais próxima da antena emissora



(b) Amostra mais próxima da antena receptora

Figura 4.6: Parâmetros S_{21} obtidos utilizando cada uma das amostras

Para uma percepção mais clara sobre as reais diferenças existentes entre os resultados obtidos, foi novamente realizada a diferença em dB entre os dois sinais obtidos para os casos considerados extremos, aquando da colocação das amostras mais próximas da antena emissora, figura 4.7.

As diferenças verificadas entre os valores de atenuação provocadas pelas duas amostras foram novamente muito pequenas em praticamente toda a banda de frequências, existindo apenas uma variação mais significativa, cerca de 15dB, para uma frequência próxima dos 8GHz.

Dada a grande proximidade entre os resultados obtidos para cada uma das três amostras em termos dos valores de magnitude dos parâmetros S_{21} , foi posteriormente realizada uma análise com foco principalmente nos resultados da variação de fase obtidos entre as diferentes amostras. Exportando os dados dos parâmetros S_{21} do VNA

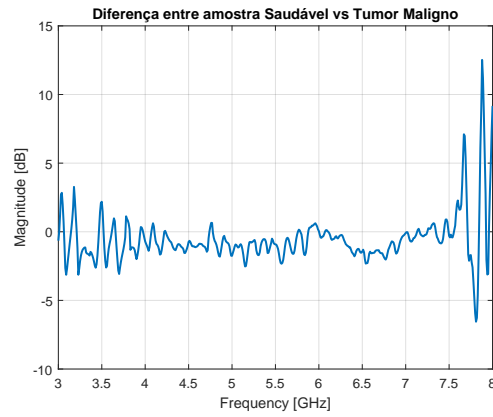
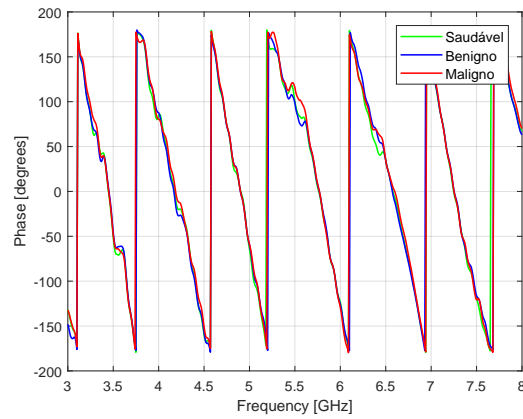
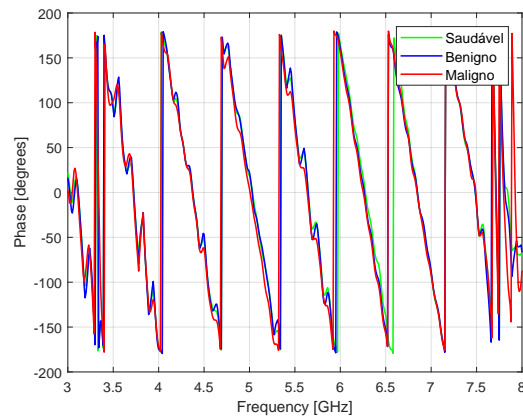


Figura 4.7: Resultado da diferença da atenuação obtida entre a amostra saudável e o tumor maligno

e fazendo um tratamento destes em MATLAB[®], são apresentados na figura 4.8 os resultados obtidos para a variação da fase de cada uma das amostras disponíveis para a realização da experiência.



(a) Variação da fase utilizando as antenas Vivaldi



(b) Variação da fase utilizando as antenas monopolo

Figura 4.8: Variação da fase em função da frequência para cada um das amostras

Os resultados apresentados em 4.8a foram obtidos utilizando a montagem com as antenas Vivaldi, sendo em 4.8b utilizadas as antenas monopolo, fazendo uma comparação apenas para a situação em que as amostras são colocadas na posição mais próxima da antena emissora. Uma análise aos resultados obtidos permite verificar, uma vez mais, uma quase sobreposição das linhas que representam cada uma das diferentes amostras, em ambas as situações. A forma dos resultados obtidos nas duas situações mostram-se também eles bastante semelhantes entre si, existindo uma variação de fase entre, aproximadamente, 180° e -180° nos dois casos.

4.2.2 Resultados obtidos no domínio do tempo

Dada a dificuldade em obter uma distinção evidente entre as amostras utilizadas nas experiências realizadas através dos resultados medidos no domínio da frequência, foi realizada uma análise temporal, baseada na observação de sinais refletidos.

A técnica baseada na transmissão de um impulso aplicado a um dado sistema e posterior observação da energia refletida por este, é geralmente designada por Time Domain Reflectometry (TDR). A utilização desta técnica de medida para diagnóstico de tumores, permite analisar os sinais refletidos provocados pela presença do tumor, devido às grandes diferenças das propriedades dielétricas apresentadas entre os tecidos malignos e saudáveis, originando sinais refletidos diferentes. Devido à impossibilidade de acesso, aquando da realização das experiências, a instrumentos de medida capazes de realizar uma análise temporal direta, optou-se por, através do *software* MATLAB®, obter uma análise temporal por simulação das experiências realizadas. Este processo consistiu em, utilizando os valores do parâmetro S_{11} medidos e exportados do VNA, em obter um polinómio representativo deste parâmetro, no domínio do tempo, através da função do MATLAB® *rationalfit()*. Ao polinómio obtido é aplicado um sinal em forma de degrau, figura 4.9, com determinadas características, tabela 4.1, através da função do MATLAB® *stepresp()*, obtendo-se uma resposta no domínio do tempo dos sinais refletidos no *phantom*, utilizando-se o parâmetro S_{11} .

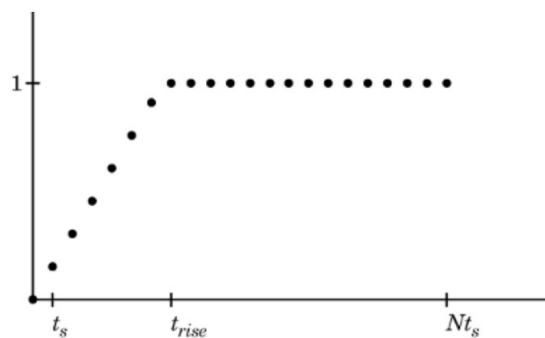


Figura 4.9: Sinal em forma de degrau obtido em *software*

Tabela 4.1: Parâmetros definidos para o sinal em forma de degrau criado

t_s	$1 \times 10^{-11} \text{s}$
N	500
t_{rise}	$1 \times 10^{-10} \text{s}$

Os parâmetros definidos para o sinal aplicado em forma de degrau, apresentados na tabela 4.1, foram o tempo de amostragem, o número de amostras utilizadas e o tempo que o sinal demora a atingir o seu valor máximo.

Os resultados obtidos utilizando o método de análise temporal desenvolvido em *software*, e aplicado a cada uma das amostras, são apresentados na figura 4.10. Os dados representados foram obtidos utilizando as antenas Vivaldi na situação em que as amostras são colocadas mais próximas da antena emissora.

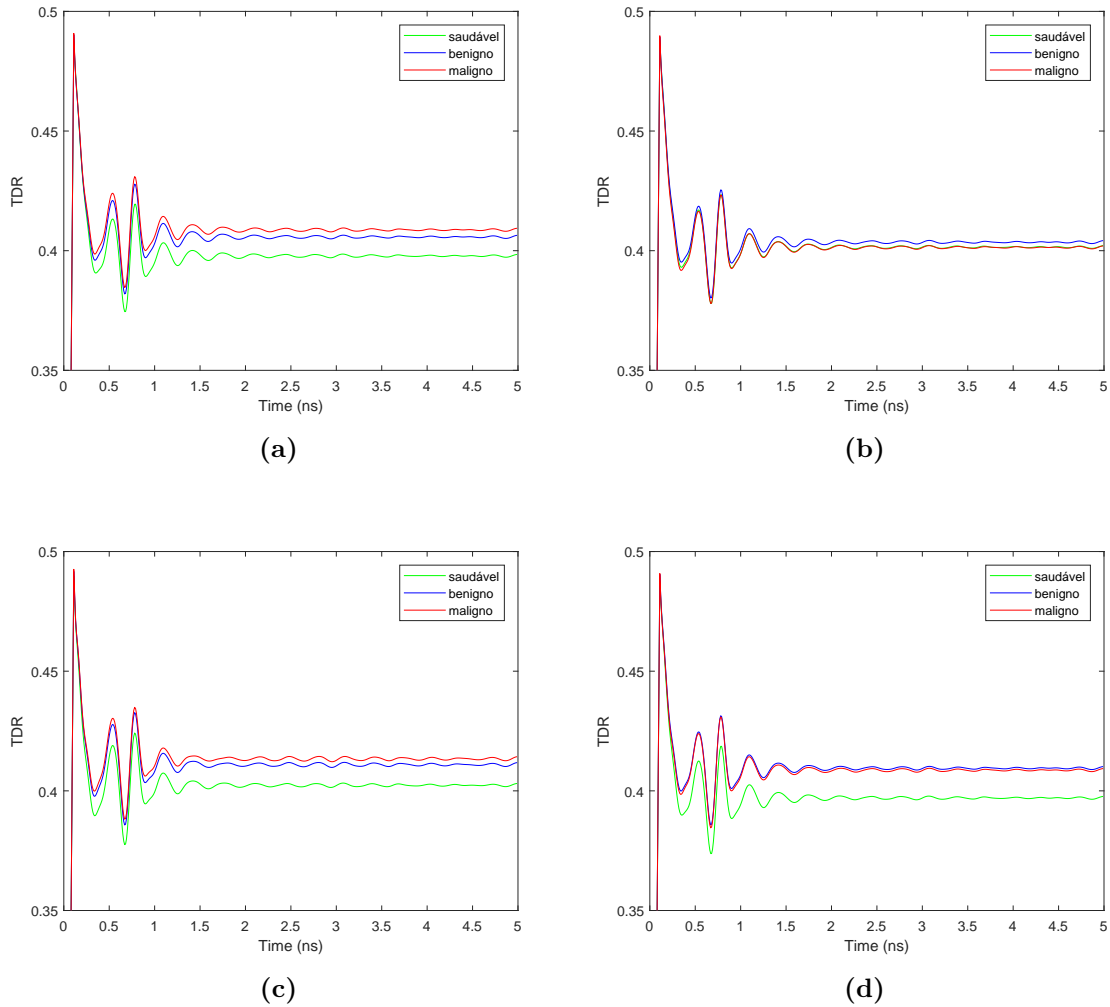


Figura 4.10: Quatro repetições das medidas, obtidas no domínio do tempo, para a montagem com as antenas Vivaldi para se verificar uma possível consistência nos resultados

Os quatro gráficos apresentados na figura 4.10 representam situações de medida idênticas tendo como objetivo verificar, ou não, uma consistência nos resultados obtidos.

A realização da experiência permitiu verificar uma proximidade nos sinais obtidos aquando da utilização das amostras que simulavam a existência de tumor (benigno e maligno). Por outro lado, a amostra que simulava os tecidos saudáveis apresentou valores de amplitude do sinal recebido ligeiramente inferiores aos obtidos utilizando as outras duas amostras, sendo possível fazer uma distinção entre esta e a existência de tumores. A exceção foi a figura 4.10b, em que os resultados obtidos estão praticamente sobrepostos, sendo difícil de fazer uma distinção entre amostras.

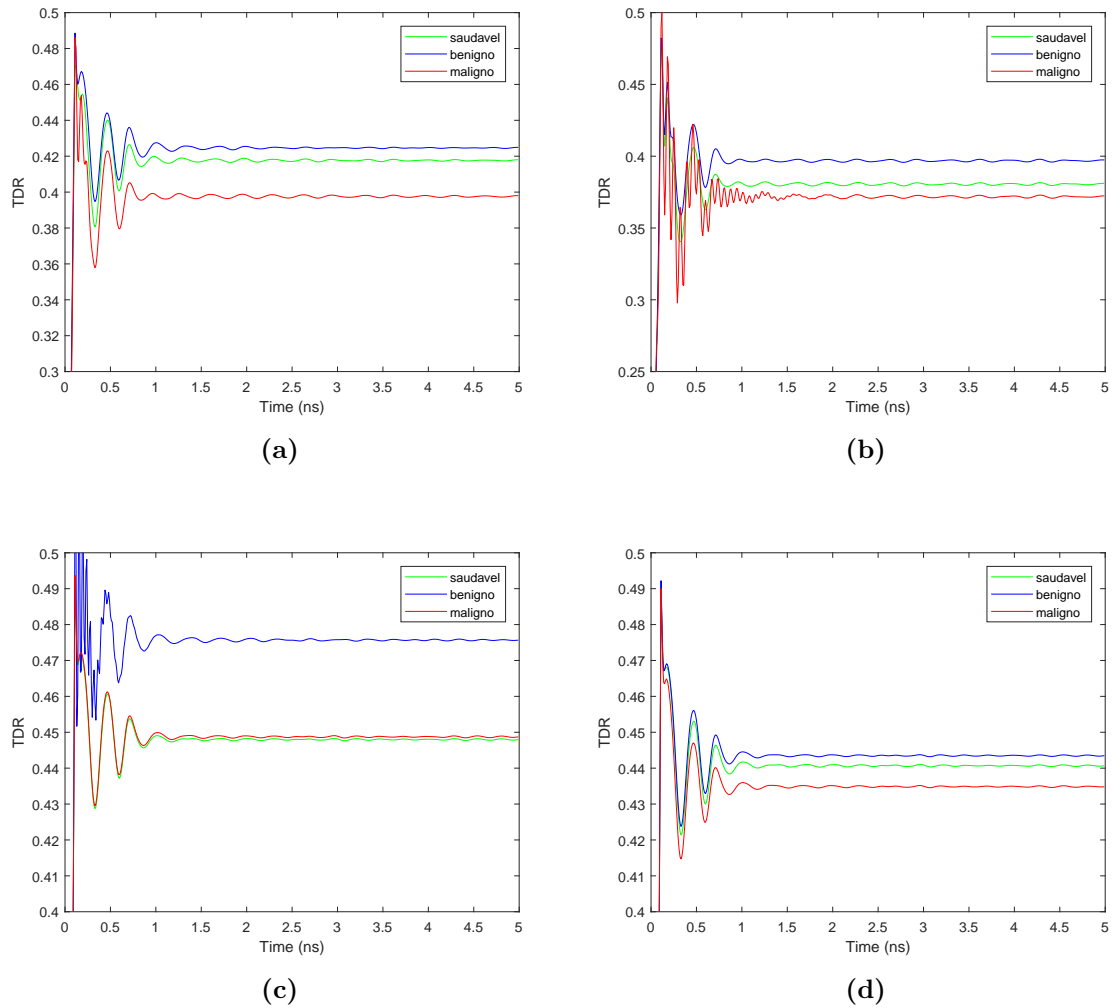


Figura 4.11: Quatro repetições das medidas, obtidas no domínio do tempo, para a montagem com as antenas monopolo para se verificar uma possível consistência nos resultados

A figura 4.11 apresenta uma análise semelhante, mas agora para a situação em que são utilizadas as antenas monopolo. Pela análise aos resultados verificou-se que a amostra que simula a existência de um tumor benigno apresenta nos quatro casos uma maior amplitude do sinal refletido obtido em comparação com as outras amostras.

De forma contrária, os resultados obtidos para a amostra que simula o tumor maligno apresentou em três situações a menor amplitude no sinal refletido, não se verificando apenas na situação 4.11d em que este praticamente se sobrepõe ao resultado obtido pela amostra com tecidos saudáveis.

Conclusões e Trabalho Futuro

Neste capítulo é apresentada uma conclusão detalhada a todo o trabalho realizado durante a dissertação e os resultados obtidos. São ainda propostos alguns pontos para trabalho futuro e como poderiam ser melhorados os resultados obtidos nesta dissertação.

5.1 CONCLUSÕES

O objetivo desta dissertação foi o dimensionamento de antenas UWB capazes de apresentar um bom funcionamento, numa gama de frequências próxima dos 3GHz até 10GHz, quando colocadas próximas do seio, procurando contribuir para o desenvolvimento tecnológico da técnica de deteção de tumores baseada em MWI.

O trabalho iniciou-se com uma revisão dos diferentes métodos utilizados atualmente no diagnóstico do cancro da mama. A mamografia apresenta-se como o principal método utilizado para diagnóstico inicial, funcionando as restantes técnicas apresentadas como suplemento à mamografia nos casos em que já é suspeita a existência de alguma anomalia. Foi analisado também a evolução do trabalho desenvolvido utilizando a técnica MWI com interesse para esta dissertação.

Posteriormente, passou-se então ao dimensionamento de antenas de banda larga. As antenas apresentaram de uma forma geral boa resposta (simulada e experimental) aos valores do módulo do coeficiente de reflexão obtidos numa gama de frequências entre 3GHz e 10GHz, aproximadamente. Os diagramas de radiação mostraram-se de acordo com o diagrama típico esperado para os tipos de antena analisados (antena Vivaldi e monopolo), não apresentando estas diferenças significativas com a variação da frequência. Concluiu-se ainda que a inclusão de ranhuras colocadas no cobre da antena Vivaldi permitiu um aumento geral do ganho em toda a banda de frequências em comparação às restantes antenas, verificando-se neste caso valores de ganho que variavam entre 5dBi e 7.5dBi ao longo de toda a banda. O modelo criado no simulador CST com o objetivo

de simular alguns tecidos biológicos, para verificar a resposta das antenas desenvolvidas quando em proximidade com o corpo humano, demonstrou várias limitações ao nível da forma e propriedades que o caracterizam, sendo difícil uma comparação direta e confiável entre modelo e uma situação real prática, ou mesmo, entre um modelo de simulação (ou experimental) simplesmente mais complexo.

Quanto aos resultados medidos, foram realizadas experimentalmente duas montagens que consistiram na utilização do *phantom*, como alvo de medida devido às propriedades dielétricas semelhantes às de um seio, e das antenas dimensionadas, como conjunto emissor-recetor para obtenção de sinais resultantes da dispersão e reflexão ocorrida no *phantom*. Uma análise no domínio da frequência, permitiu concluir uma boa resposta dos resultados obtidos para o parâmetro S_{11} , das antenas desenvolvidas quando colocadas em proximidade com o *phantom*, entre 3GHz e 8GHz. Os resultados obtidos para os parâmetros S_{21} de cada uma das amostras que simulavam os tecidos saudáveis ou existência de tumores (benigno e maligno) permitiram concluir que a escolha da antena para a realização das experiências influencia os resultados obtidos (as diferentes montagens originaram diferentes resultados), não sendo perceptíveis de forma evidente as vantagens da utilização de uma em relação à outra, para estes resultados obtidos. A variação da posição a que as amostras eram colocadas da antena emissora também não originou diferenças evidentes entre as diferentes amostras utilizadas. As diferenças verificadas devem ser vistas como, ocorridas devido à existência de ruído e não como uma tendência, visto que, repetições das experiências não mostram necessariamente as mesmas diferenças às mesmas frequências. De forma semelhante, os resultados obtidos para a variação da fase em função da frequência não permitiram verificar uma distinção entre as diferentes amostras.

A análise realizada no domínio do tempo permitiu obter diferenças mais evidentes, entre as diferentes amostras, nos resultados obtidos. A utilização das antenas Vivaldi permitiu verificar a menor amplitude apresentada pelo sinal obtido correspondente à amostra que simula os tecidos saudáveis em relação às restantes, permitindo uma distinção entre esta e a existência de tumores. Por outro lado, utilização dos monopolos apresentou resultados, em que, a amplitude do sinal correspondente à amostra com tumor benigno apresentava constantemente valores superiores ao obtido pela amostra com tumor maligno, permitindo obter uma distinção entre estes. Os resultados obtidos no domínio do tempo mostraram-se bastante promissores, tendo sido possível observar diferenças mais evidentes entre as amostras que são colocadas no *phantom*.

5.2 TRABALHO FUTURO

No que respeita ao possível trabalho a desenvolver no futuro, este passaria por, definir de uma forma mais clara qual das estruturas definidas para as antenas, melhores características poderá apresentar para que se alcancem da forma mais correta os objetivos propostos, fazendo-se em seguida incidir o foco principal das experiências realizadas nessa antena escolhida.

Outro ponto a ser desenvolvido no futuro, seria uma maior aposta na técnica de medida TDR. O acesso a instrumentos de medida capazes de obterem diretamente resultados no domínio do tempo e o aumento do número de repetições realizadas ao sistema, poderia implicar a recolha de novos dados importantes para uma continuidade na evolução da técnica MWI.

A passagem de um sistema que utiliza apenas uma antena emissora e uma recetora para a utilização de um agregado de antenas será obviamente um próximo passo a ser desenvolvido futuramente.

Design e Impressão Suporte 3D

Como auxílio às experiências realizadas nesta dissertação foi desenvolvido um pequeno suporte com o intuito de fazer com que o processo de obtenção de medidas práticas fossem mais simples e menos suscetíveis a erros devidos, por exemplo, à movimentação das antena durante a extração dos resultados. O *software* utilizado para a obtenção do modelo foi o SketchUp, programa computacional para criação de modelos em 3D. A figura A.1 apresenta o modelo 3D criado em *software*.

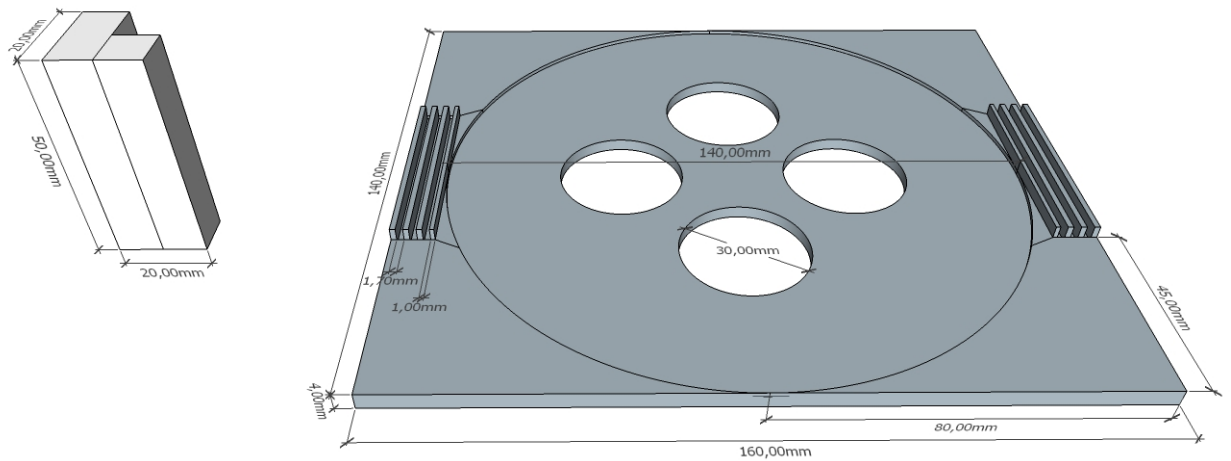


Figura A.1: Suporte desenvolvido no *software* SketchUp

Na figura apresentada é possível verificar todas as dimensões das duas principais partes que constituem o suporte. São também representas as quatro circunferências que permitem alterar a posição das amostras em relação às antenas de forma simples, fazendo simplesmente rodar o *phantom*, mantendo as antenas fixas.

A figura A.2 apresenta o resultado obtido do modelo criado impresso utilizando uma impressora 3D.



Figura A.2: Resultado do modelo impresso através da impressora 3D

Referências

- [1] N. C. Institute, *Cancro da Mama*. URL: <https://www.ligacontracancro.pt/cancro-da-mama/>.
- [2] *U.S. Breast Cancer Statistics*. URL: http://www.breastcancer.org/symptoms/understand_bc/statistics.
- [3] I. A. for Research on Cancer (IARC) e W. H. O. (WHO), *Breast Cancer Statistics*. URL: <https://ww5.komen.org/BreastCancer/Statistics>.
- [4] C. R. Smart, «Limitations of the randomized trial for the early detection of cancer», *Cancer*, vol. 79, n.º 9, pp. 1740–1746, 1997.
- [5] M. B. I. Lobbes, M. L. Smidt, J. Houwers, V. C. Tjan-Heijnen e J. E. Wildberger, «Contrast enhanced mammography: Techniques, current results, and potential indications», *Clinical Radiology*, vol. 68, n.º 9, pp. 935–944, 2013.
- [6] U. of Adelaide, *Breast density research edges closer to cancer prevention*. URL: <https://medicalxpress.com/news/2017-01-breast-density-edges-closer-cancer>.
- [7] R. J. Hooley, L. M. Scoutt e L. E. Philpotts, «Breast Ultrasonography: State of the Art», *Radiology*, vol. 268, n.º 3, pp. 642–659, 2013.
- [8] S. B. Clinic, *Breast Ultrasound Screening*. URL: <http://shabanbreastclinic.com/breast-ultrasound-screening/>.
- [9] D. Roganovic, D. Djilas, S. Vujnovic, D. Pavic e D. Stojanov, «Breast MRI, digital mammography and breast tomosynthesis: Comparison of three methods for early detection of breast cancer», *Basic Medical Sciences*, vol. 15, n.º 4, pp. 64–68, 2015.
- [10] S. Medical, *Breast Cancer MRI - Magnetic Resonance Imaging*. URL: <http://www.imaginis.com/mri-scan/magnetic-resonance-breast-imaging-mri-mr-3>.
- [11] A. Fhager, M. Gustafsson e S. Nordebo, «Image Reconstruction in Microwave Tomography Using a Dielectric Debye Model», *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, n.º 1, pp. 156–166, 2012.
- [12] M. Ostadrahimi, P. Mojabia, S. Noghianian, L. Shafai, S. Pistorius e J. LoVetri, «A Novel Microwave Tomography System Based on the Scattering Probe Technique», *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 61, n.º 2, pp. 379–390, 2012.
- [13] X. Li, E. J. Bond, B. D. V. Veen e S. C. Hagness, «A Novel Microwave Tomography System Based on the Scattering Probe Technique», *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 47, n.º 1, pp. 19–34, 2005.
- [14] M. Klemm, I. J. Craddock, J. A. Leendertza, A. Preece e R. Benjamin, «Radar-based breast cancer detection using a hemispherical antenna array—experimental results», *IEEE Trans. Antennas and Propagation*, vol. 57, n.º 6, pp. 1692–1704, 2009.
- [15] Z. Wu, H. McCann, L. E. Davis, J. Hu, A. Fontes e C. G. Xie, «Microwave-tomographic system for oil-and gas-multiphase-flow imaging», *Measurement Science and Technology*, vol. 20, n.º 10, p. 104026, 2009.
- [16] U. of Manitoba, *Breast Cancer MRI - Magnetic Resonance Imaging*. URL: <http://home.cc.umanitoba.ca/~lovetri/EMILab/facilities>.

- [17] S. C. Hagness, A. Taflové e J. E. Bridges, «Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: fixed-focus and antenna-array sensors», *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 45, n.º 12, pp. 1470–1479, 1998.
- [18] C. Shannon, E. Fear e M. Okoniewski, «A dielectric filled ultra-wideband antenna for breast cancer detection», *Antennas and Propagation Society International Symposium*, vol. 1, pp. 218–221, 2003.
- [19] C. Shannon, M. Okoniewski e E. Fear, «Dielectric-filled slotline bowtie antenna for breast cancer detection», *Electronics Letters*, vol. 41, n.º 7, 2005.
- [20] H. M. Jafari, M. J. Deena, S. Hranilovic e N. K. Nikolova, «A Study of Ultrawideband Antennas for Near Field Imaging», *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 55, n.º 4, pp. 1184–1188, 2007.
- [21] M. H. Shenouda e E. C. Fear, «Design of Dielectric Immersed Tapered Slotline Antenna for Radar-Based Microwave Breast Imaging», *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 51, n.º 3, pp. 633–638, 2009.
- [22] H. Bahrami, E. Porter, A. Santorelli, B. Gosselin, M. Popovic e L. A. Rusch, «Flexible sixteen monopole antenna array for microwave breast cancer detection», *Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 3775–3778, 2014.
- [23] E. C. Fear, J. Bourqu, C. Curtisa, D. Mew, B. Docktor e C. Romano, «Microwave Breast Imaging With a Monostatic Radar-Based System: A Study of Application to Patients», *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 61, n.º 5, pp. 2119–2128, 2013.
- [24] M. K. D. Gibbins, J. A. Leendertz, A. Preece e R. Benjamin, «Clinical Trials of a UWB Imaging Radar for Breast Cancer», *4th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*, pp. 1–10, 2010.
- [25] J. Jacobi, L. Larsen e C. Hast, «Water-immersed Microwave Antennas and Their Application to Microwave Interrogation of Biological Targets», *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 27, n.º 1, pp. 70–78, 1979.
- [26] C. A. Balanis, *Antenna Theory Analysis and Design*. JOHN WILEY & SONS, 1996.
- [27] P. J. Gibson, «The Vivaldi Aerial», *9th European Microwave Conference*, 1979.
- [28] Comsol, *Vivaldi Antenna*. URL: <https://www.comsol.com/model/vivaldi-antenna-12093>.
- [29] Y. Wang, A. A. Bakar e M. E. Bialkowski, «Compact Tapered Slot Antennas for UWB Microwave Imaging Applications», *18th International Conference on Microwave Radar and Wireless Communications*, pp. 9–12, 2010.
- [30] G. K. Pandey, H. S. Singh, P. K. Bharti, A. Pandey e M. K. Meshram, «High Gain Vivaldi Antenna for Radar and Microwave Imaging Applications», *International Journal of Signal Processing Systems*, vol. 3, n.º 1, pp. 35–39, 2014.
- [31] keysight Technologies, *CPW (Coplanar Waveguide)*. URL: <http://edadocs.software.keysight.com/pages/viewpage.action?pageId=5928535>.
- [32] J. Faria, «Flexible Antennas Design and Test for Human Body Applications Scenarios», 2015.
- [33] R. C. da Conceição, «The Development of Ultra Wideband Scanning Techniques for Detection and Classification of Breast Cancer, PhD», 2010.
- [34] C. G. -.-. C. of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF e M. F. -.-. 1996, *Dielectric Properties*. URL: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/>.